
Influencia del vástago tibial de prótesis de rodilla de revisión en la reabsorción ósea

Autora

María Paz Quílez Callén

Directora

María Ángeles Pérez Ansón



Agradecimientos

A mis padres, Andrés y M^a Jesús, y a mi tío Alberto por haberme proporcionado todo lo que he necesitado para llegar hasta aquí.

A mi novio Alex por su ayuda y comprensión en los momentos difíciles.

A María Ángeles Pérez, directora de este proyecto, por su gran trabajo, por su dedicación y por su paciencia conmigo.

A Belén Seral, doctora en Traumatología en el Hospital Clínico Lozano Blesa, por darme la oportunidad de entrar en un quirófano y ver de cerca lo estudiado para este proyecto.

Índice

1. Introducción	11
1.1. <i>La Biomecánica</i>	13
1.2. <i>Objetivo</i>	14
1.3. <i>Descripción del proyecto</i>	15
2. Artroplastia total de rodilla	17
2.1. <i>Anatomía de la rodilla</i>	19
2.1.1. Huesos	20
2.1.2. Cartílagos	22
2.1.3. Elementos de contención de la articulación	23
2.1.4. Membrana sinovial	24
2.1.5. Músculos y tendones	24
2.1.6. Estructuras nerviosas y vasculares	26
2.1.7. Bursas	27
2.2. <i>Artroplastia de rodilla</i>	28
2.2.1. Introducción	28
2.2.2. Intervención quirúrgica	28
2.2.3. Problemática más común	34
2.3. <i>Prótesis de rodilla</i>	37
2.3.1. Reseña histórica	37
2.3.2. Clasificación de las prótesis de rodilla primarias	39
2.3.3. Materiales y modos de fijación	41
2.3.4. Clasificación de las prótesis de rodilla de revisión	41
3. Materiales y Métodos	45
3.1. <i>Introducción</i>	47
3.2. <i>Principios básicos del MEF</i>	50
3.3. <i>Cargas y condiciones de apoyo</i>	52
3.4. <i>Materiales de los elementos</i>	54
3.4.1. Material de la prótesis	54
3.4.2. Materiales del hueso	55

3.5. <i>Análisis de sensibilidad de la malla</i>	57
3.6. <i>Análisis de remodelación ósea</i>	58
4. Resultados	61
4.1. <i>Casos estáticos de cargas</i>	63
4.1.1. Tensión principal máxima en el hueso	63
4.1.2. Deformación equivalente en el hueso	66
4.1.3. Tensión de Von Mises en el implante	69
4.1.4. Desplazamientos del conjunto hueso - implante	72
4.2. <i>Análisis de remodelación ósea</i>	74
4.2.1. Vástago tibial de vainas	74
4.2.2. Vástago tibial en offset con suplemento	77
4.2.3. Vástago tibial en offset sin suplemento	80
4.2.4. Comparación	83
5. Conclusiones y líneas futuras	87
5.1. <i>Introducción</i>	88
5.2. <i>Resumen de los principales resultados</i>	88
5.2.1. Casos estáticos de carga	88
5.2.2. Análisis de remodelación ósea	89
5.3. <i>Conclusiones</i>	89
5.4. <i>Líneas futuras</i>	89
6. Bibliografía	91
6.1. <i>Referencias bibliográficas</i>	93
6.2. <i>Páginas web</i>	94
6.3. <i>Imágenes</i>	95

1. Introducción

1.1. La Biomecánica

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objetivo el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano.

Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

La biomecánica ha tenido un gran desarrollo en relación con aplicaciones de la ingeniería, informática y de modelos matemáticos, para el conocimiento de los sistemas biológicos y de partes del cuerpo humano, facilitando su aplicación práctica y su utilización como nuevos métodos de valoración y diagnóstico.

El objetivo de la Biomecánica es resolver los problemas que surgen de las diversas condiciones a las que puede verse sometido nuestro cuerpo en distintas situaciones.

Las posibilidades que la Biomecánica ofrece al plantear y resolver problemas relacionados con la mejora de nuestra salud y calidad de vida la han consolidado como un campo de conocimientos en continua expansión, capaz de aportar soluciones científicas y tecnológicas muy beneficiosas para nuestro entorno más inmediato.

La proyección industrial de la Biomecánica ha alcanzado a diversos sectores, sirviendo de base para la concepción y adaptación de numerosos productos: técnicas de diagnóstico, implantes e instrumental quirúrgico, prótesis, ayudas técnicas a personas con discapacidad, sistemas de evaluación de nuestras actividades, herramientas y sistemas de seguridad en automoción, entre otros muchos.

Uno de los desarrollos más importantes de la biomecánica está asociado con la ortopedia. Este campo se ha convertido en una disciplina utilizada tanto en la vertiente más relacionada con la ingeniería, para el desarrollo de nuevos implantes y materiales, como en el terreno de la biología, en investigaciones sobre los procesos experimentados por las células en relación a las tensiones y esfuerzos, así como en simulaciones de tejidos (cartílagos, tendones, huesos...).

Debido al envejecimiento de la población y al aumento de los accidentes de tráfico, uno de los grandes retos a los que se enfrentan tanto médicos como ingenieros es la mejora de los diseños de prótesis. La incorporación en un hueso fracturado de un implante, ya sea provisional o definitivo, produce una redistribución de tensiones que afectan a las propiedades del hueso modificándolas.

La aparición de pérdidas óseas, el aflojamiento entre implante y hueso, y la falta de estabilización de la fractura son efectos importantes como consecuencia de la inclusión de un implante protésico.

El desarrollo de técnicas de simulación por ordenador del comportamiento de huesos y tendones hace posible conocer de forma más aproximada cuál será la respuesta del hueso a largo plazo.

Es importante señalar que el uso de técnicas computacionales, aunque sean más rentables, no pueden sustituir completamente a las técnicas experimentales. Los resultados obtenidos mediante sistemas informáticos deben ser validados con ensayos en laboratorio.

1.2. Objetivo

El objetivo principal de este proyecto es el estudio de la influencia en la reabsorción ósea de distintas prótesis de rodilla de revisión. Se analizarán las prótesis de dos pacientes, ambas mujeres de 70 kilos de peso.

La primera paciente lleva en la rodilla derecha una prótesis de vainas TC3 (Depuy, Johnson & Johnson), el platillo tibial está cementado en superficie, el vástago tiene 75 mm de longitud y 12 mm de diámetro.

La segunda paciente lleva en la rodilla izquierda una prótesis con offset LCCK (Zimmer), con el platillo tibial también cementado, el vástago tiene 100 mm de longitud y 11 mm de diámetro. En la rodilla derecha lleva una prótesis idéntica a la izquierda, salvo que lleva un suplemento medial de 5 mm, cementado en superficie. Esta paciente presenta molestias en la punta del vástago de la prótesis de la rodilla derecha.

La consecución del objetivo principal hará que se alcancen los siguientes objetivos específicos:

- Diferenciar el comportamiento mecánico de tres prótesis de revisión: vainas, offset con y sin suplemento.
- Evaluar la reabsorción / formación ósea que producen los distintos tipos de prótesis.
- Justificar los resultados computacionales con las evidencias experimentales / clínicas existentes.

1.3. Descripción del proyecto

A continuación se realiza una breve descripción de cada uno de los cinco capítulos de los cuales está constituido este proyecto.

En el presente capítulo se pretende centrar al lector en el entorno del proyecto, en las motivaciones que llevaron a su realización y en los principales objetivos que se pretenden alcanzar con el mismo.

En el capítulo 2 se presenta una breve exposición de la anatomía de la articulación de la rodilla, una introducción al concepto de artroplastia y a los distintos tipos de prótesis que se van a analizar.

En el capítulo 3 se presenta el método de los elementos finitos, que es la herramienta de trabajo utilizada en el presente proyecto. Se indicarán los pasos seguidos durante el desarrollo del trabajo, así como se explicarán los materiales, condiciones de carga y apoyo y las distintas simulaciones realizadas.

En el capítulo 4 se presenta el análisis de los resultados que se han obtenido de las diversas variables.

En el capítulo 5 se describen las conclusiones generales más importantes que se han obtenido en la realización de este proyecto, así como las posibles líneas futuras de investigación.

2. Artroplastia total de rodilla

2.1. Anatomía de la rodilla

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano, así como una de las más complejas. Está compuesta por el juego de tres huesos, fémur, tibia y rótula. Los dos primeros conforman el cuerpo principal de la articulación, que soporta el peso corporal, y la rótula cumple una misión atípica, a modo de polea sobre la que se apoyan los tendones cuadricipital y rotuliano (Figura 2.1)

Es además una articulación bicondílea. Los dos cóndilos femorales ruedan sobre la superficie casi plana de los platillos tibiales. El apoyo de un hueso sobre otro es libre, sin topes óseos para mantenerla y necesita el amarre de los ligamentos.

Las superficies de contacto entre los huesos están cubiertas por una capa de cartílago. Todo el conjunto está envuelto por una cápsula articular, constituyendo un espacio cerrado. La cubierta íntima de la cápsula es la membrana sinovial, cuya misión principal es la secreción del líquido del mismo nombre, fundamental en la fisiología articular con misiones de lubricación y defensa. El exceso de secreción da lugar a un cúmulo sinovial que causa aumento de la presión intrarticular y genera el molesto y conocido derrame.

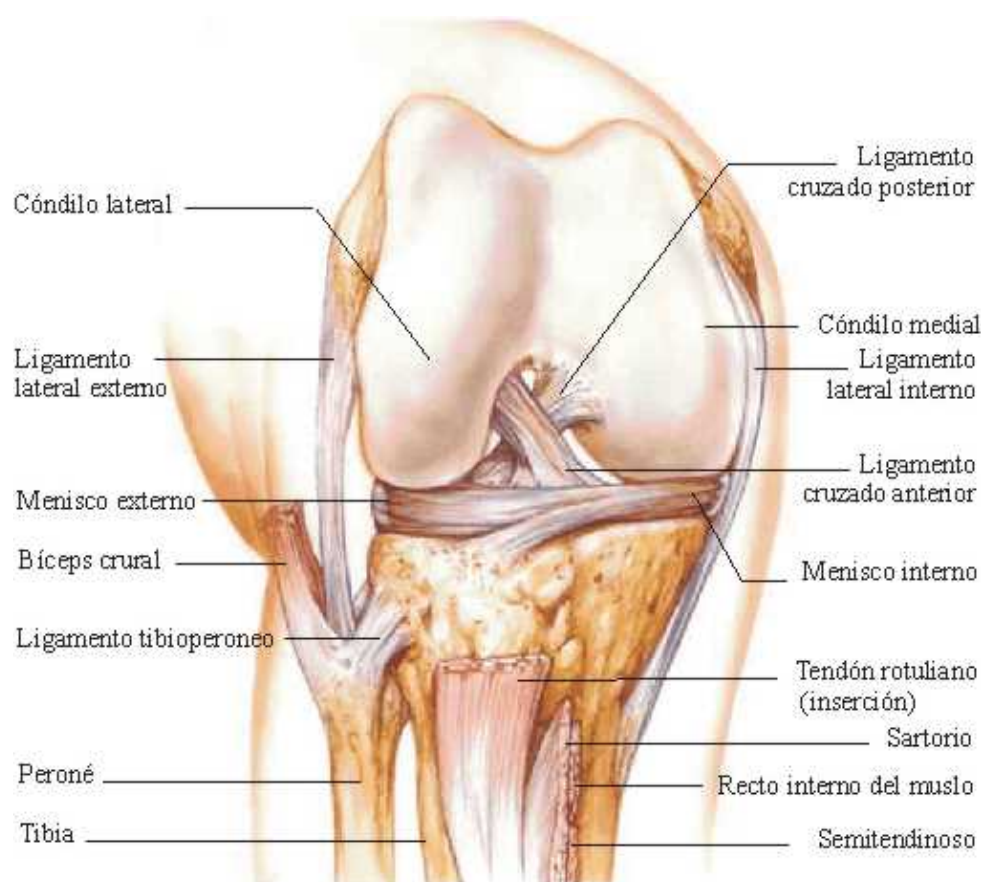


Figura 2.1. Anatomía de la rodilla

2.1.1. Huesos

La rodilla, en realidad, no se compone de una sola articulación sino de tres: dos fémoro-tibiales, entre fémur y tibia y la fémoro-patelar, entre fémur y rótula.

♦ Fémur

El fémur se extiende desde la cadera hasta la rodilla (Figura 2.2). Presenta una dirección oblicua hacia adentro, ya que la distancia entre las caderas es mayor que entre las rodillas. Para compensar en parte este acercamiento de ambos fémures al eje corporal, las tibias se separan.

La rodilla adquiere así el aspecto de una articulación angulada hacia afuera, en valgo. El conjunto de los dos miembros inferiores debería presentar, por lo tanto, la forma de una “X”. Sobre esta forma habitual, fisiológica, existen variantes de las que hablaremos más adelante.

Es el hueso de mayor longitud del organismo y constituye por sí solo el esqueleto del muslo. En su extremidad superior se articula en la cadera con el hueso coxal, presentando partes anatómicas bien diferenciadas: Cabeza, cuello, trocánter mayor y trocánter menor.

El extremo superior se continúa con el cuerpo del fémur, estructura tubular o diáfisis, de forma prismática, que sirve a la inserción de los músculos del muslo y transmite las líneas de fuerza desde el tronco a la rodilla.

Termina en el extremo inferior, el que, junto con la tibia, constituye la articulación principal de la rodilla. Está formada por dos eminencias óseas o cóndilos separadas por una rampa o tróclea femoral. Sobre esta tróclea desliza la rótula.

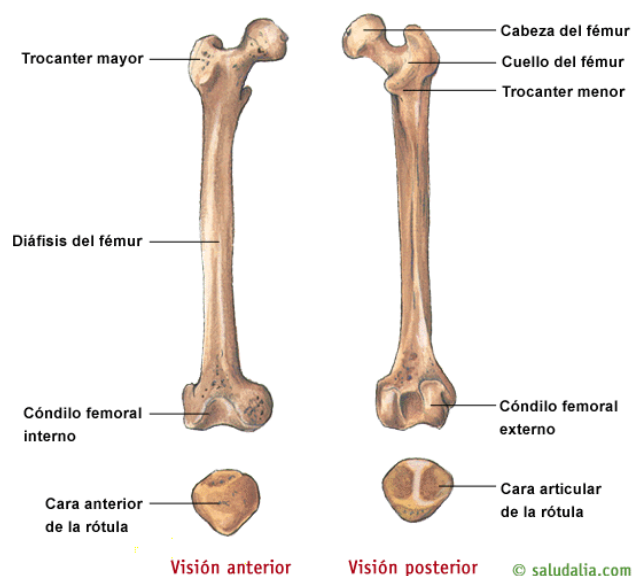


Figura 2.2. Fémur

◆ Rótula

Es un hueso aplanado, de apariencia redondeada o, mejor, ovalada, que se prolonga hacia abajo por su vértice o polo inferior. Posee dos superficies:

- Cara anterior, convexa, sirve de polea de reflexión a los tendones del cuádriceps y rotuliano.
- Cara posterior. Orientada hacia el interior de la articulación, presenta dos facetas, interna y externa, que contactan con los cóndilos femorales correspondientes, adaptando su forma cóncava a la convexidad de los cóndilos.

◆ Tibia

Junto con el peroné forma el esqueleto de la pierna, aunque es el más robusto de los dos, el que soporta el peso corporal y transmite las líneas de fuerza desde rodilla a tobillo (Figura 2.3).

Su porción superior es una plataforma dividida en dos platillos, interno y externo, que sirven de apoyo a los cóndilos femorales.

La porción inferior tiene una eminencia o maléolo interno del tobillo. Junto con el maléolo externo del peroné constituye una auténtica pinza que abraza al astrágalo.

Tibia y peroné contactan también en su porción superior en una articulación prácticamente fija, ya que sólo puede realizar movimientos de deslizamiento.

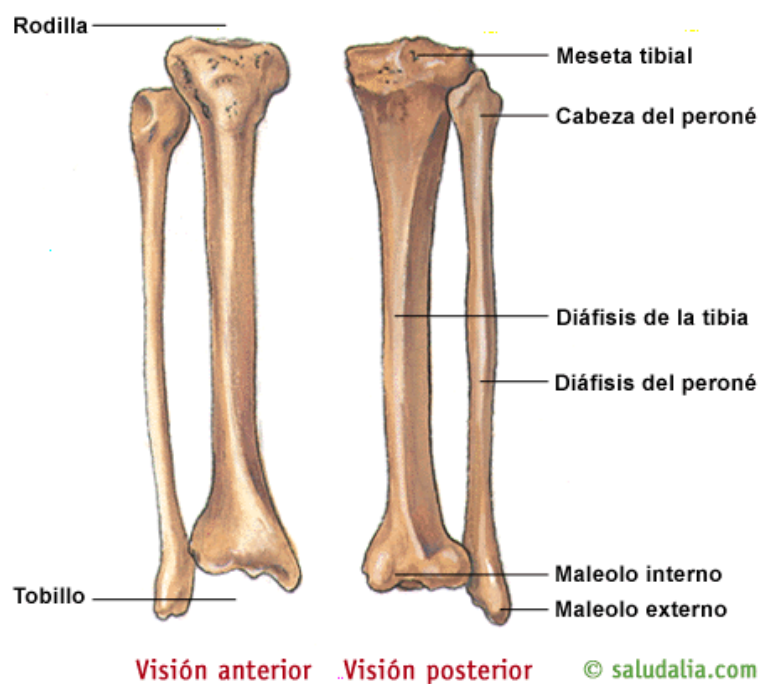


Figura 2.3. Tibia y Peroné

2.1.2. Cartílagos

Todas las superficies de deslizamiento articular están cubiertas por cartílagos protectores del hueso en las zonas de contacto (Figura 2.4). La fricción anómala, por mala coaptación de superficies o por sobrecarga, provocará alteraciones patológicas en estos cartílagos.

Existe, por tanto, una cubierta cartilaginosa para ambos cóndilos femorales, platillos tibiales y facetas rotulianas.

La capa de cartílago es más gruesa en los puntos de mayor fricción. En el fémur lo es en la porción media de los cóndilos y en la garganta de la tróclea. En la tibia aumenta en el centro de las cavidades glenoideas o platillos, y se adelgaza en la periferia.

Los meniscos o fibro-cartílagos semilunares, interno y externo, constituyen otra forma de estructura cartilaginosa en el interior de la rodilla. Resultan esenciales en el juego fémoro-tibial. Por una parte, debido a su sección prismática, adaptan la superficie de los cóndilos, convexos, a la de los platillos, prácticamente planos. Por otra, debido a su consistencia elástica, son unos perfectos amortiguadores en la transmisión del peso a través de los huesos de la rodilla.

Tienen forma de C, ya que corren paralelos al borde exterior de los dos platillos tibiales. El interno es mayor y más abierto. El externo, en cambio, es más grueso.

Ambos meniscos poseen anclajes que evitan su desplazamiento y los mantienen en su posición periférica. Los cuernos, anterior y posterior, de ambos meniscos poseen inserciones propias. Además, todo el contorno externo del menisco está unido a la cápsula articular, lo que ayuda a mantener su posición.

El ligamento menisco-femoral sujeta el cuerno posterior del menisco externo a la escotadura intercondílea. El ligamento transverso une por delante los dos meniscos.

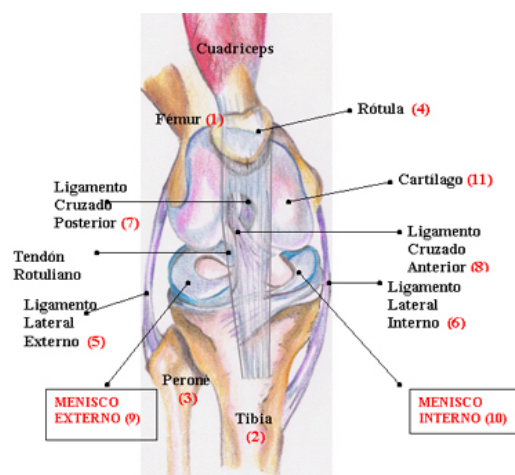


Figura 2.4. Tejidos blandos involucrados en la articulación

2.1.3. Elementos de contención de la articulación

Toda articulación, para ser congruente y mantener unidos sus elementos, necesita de estructuras de cohesión. En la rodilla son:

♦ **Cápsula articular**

Es una vaina fibrosa que se extiende desde la extremidad inferior del fémur a la superior de la tibia, rodeando toda la articulación y dejando una solución de continuidad central, rodeando la rótula e insertándose en toda su periferia.

♦ **Ligamentos**

Son refuerzos de la cápsula que se oponen a los desplazamientos articulares más allá del límite permisible. Además de los ya mencionados ligamento menisco-femoral y transverso, son:

- Ligamento lateral interno. Une fémur y tibia en su región interna e impide la apertura de la rodilla hacia el valgo.
- Ligamento lateral externo. Se extiende desde la porción lateral del cóndilo externo hasta la cabeza del peroné. Impide el desplazamiento lateral de la rodilla hacia el varo.
- Alerones rotulianos, refuerzos de la cápsula articular en su inserción rotuliana, fijan este hueso lateralmente a los cóndilos femorales. Existe, por tanto, un alerón interno y otro externo. El tendón del cuádriceps y el tendón rotuliano terminan de fijar la rótula en sentido vertical, hacia arriba y abajo respectivamente.
- Ligamentos cruzados, anterior y posterior. Fijan fémur y tibia, impidiendo el desplazamiento de ambos huesos sobre el pivote central más allá del límite de permisión. El cruzado anterior se inserta en la espina tibial interna, recorre oblicuamente la escotadura intercondílea hasta su inserción proximal en un punto muy posterior y alto del cóndilo externo. El cruzado posterior se cruza con el anterior en sentido antero-posterior y en sentido transversal. Desde su inserción anterior en el cóndilo interno, desciende oblicuamente por la escotadura intercondílea hasta un punto posterior de la superficie retroespinal.

2.1.4. Membrana sinovial

Es una membrana que recubre toda la cápsula en su cara profunda (Figura 2.5), rodeando la rodilla y formando fondos de saco en el contorno de las superficies femoral y tibial. Por delante cubre el paquete adiposo de Hoffa, almohadilla que rellena el espacio anterior de la rodilla, entre el intercóndilo y el tendón rotuliano.

Su misión fundamental es la secreción y reabsorción del líquido sinovial que baña el interior articular y constituye el medio de lubricación de todo el engranaje. En caso de inflamación, se segrega mayor cantidad de líquido del que se puede reabsorber, originándose el derrame.

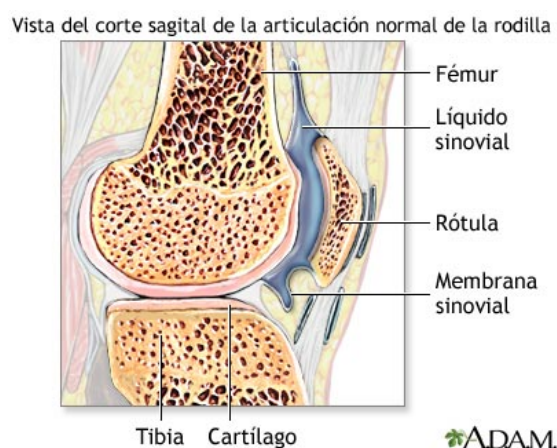


Figura 2.5. Sección transversal de la articulación

2.1.5. Músculos y tendones

La rodilla es cruzada por varios grupos musculares provenientes del muslo y de la pierna. Según su función, podemos dividirlos en flexores y extensores (Figura 2.6).

◆ Extensores

El cuádriceps femoral está constituido por el recto anterior, vasto interno, vasto intermedio y vasto externo.

Todos ellos convergen en el potente tendón del cuádriceps, que se inserta en el polo superior de la rótula, se prolonga por encima de la rótula, y se convierte en el tendón rotuliano.

Su misión es la extensión de la rodilla. Debe lograrla manteniendo el equilibrio de la rótula, para que ésta deslice adecuadamente sobre la tróclea femoral. Cualquier alteración en este engranaje, es causa

de los molestos problemas del aparato extensor, fundamentalmente alteraciones del cartílago rotuliano, causantes de numerosísimas lesiones en el deportista.

La cintilla íleo-tibial o fascia lata cubre el muslo lateralmente y se inserta en el tubérculo de Gerdy, prominencia ósea de la tibia, entre la tuberosidad tibial y la cabeza del peroné. Produce fuerzas de flexión o extensión dependiendo de la posición de la rodilla.

◆ Flexores

Son músculos de la región posterior del muslo.

- Semitendinoso.
- Semimembranoso. Al igual que el semitendinoso, por su posición interna realiza una rotación interna de la pierna una vez que ha sido flexionada.
- Bíceps femoral. Por su posición lateral, realiza una rotación externa tras la flexión.
- La pata de ganso es la inserción tendinosa común de los músculos semitendinoso, recto interno y sartorio.
- El músculo gastrocnemio (gemelos), también se inserta en la cara posterior del fémur y desciende hasta el talón, insertándose en el calcáneo por medio del tendón de Aquiles.
- El poplíteo, desde cóndilo externo a parte posterior de la tibia, además de flexionar la rodilla, le imprime una rotación externa.

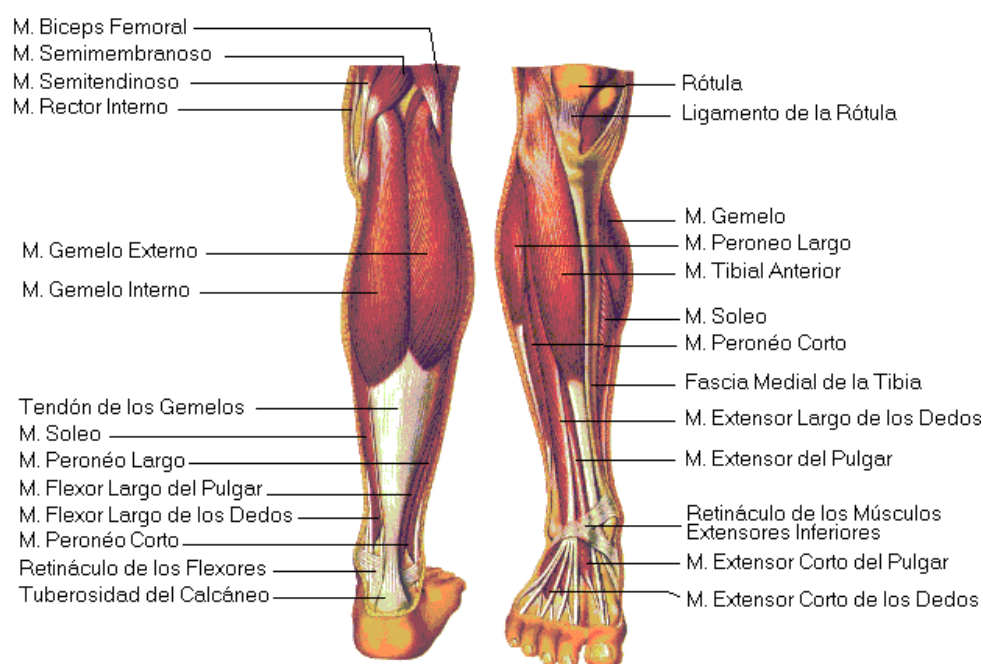


Figura 2.6. Músculos y tendones involucrados en la articulación

2.1.6. Estructuras nerviosas y vasculares

El tronco común del nervio ciático se bifurca antes de llegar a la rodilla en ciático poplíteo externo, que rodea la cabeza del peroné, y ciático poplíteo interno, que originan varias ramas colaterales y terminales. Las más significativas son los nervios peroneos y tibiales, susceptibles de lesión por estiramiento ante diversos traumatismos de rodilla, como luxaciones o fracturas.

La rodilla tiene una inervación propia formada por ramas articulares del nervio femoral, que llegan a la rodilla a través de los nervios de los vastos y del safeno. También existen ramas articulares de los nervios tibial y peroneo común.

La arteria poplítease origina en la femoral y cruza por detrás el hueco poplíteo, bifurcándose en la tibial anterior y el tronco tibio-peroneo. Cede varios terminales articulares. Los traumatismos de rodilla, fracturas y luxaciones, también pueden dañar esta importante arteria, dejando sin irrigación a la rodilla, pierna y pie. Su sección exige una reparación quirúrgica precoz para evitar la hemorragia y reponer el riego sanguíneo.

La irrigación de la rodilla procede de una red anastomótica o genicular que consta de un plexo superficial y otro profundo. Los vasos que componen este plexo son:

- Rama descendente de la arteria circunfleja
- Rama descendente de la rodilla de la arteria femoral
- Cinco ramas de la arteria poplítease (arteria súperomedial, súperolateral, media, ínferomedial e ínferolateral)
- Tres ramas ascendentes de la pierna. (recurrente tibial anterior y posterior y circunfleja peronea)

Al sistema arterial acompaña el venoso, de retorno, que también puede ser lesionado en traumatismos de rodilla, aunque el daño no revista la misma gravedad.

2.1.7. Bursas

Son bolsas que cubren las zonas más protruientes del esqueleto (Figura 2.7). Habitualmente vacías, se pueden rellenar de un líquido seroso producido en su interior tras un estímulo traumático.

Aunque existen varias bursas en torno a la rodilla, mencionaremos tan sólo la prerrotuliana, por ser origen de una inflamación muy frecuente en deportistas y en población sedentaria.

La bursitis prerrotuliana también ha sido llamado mal de monjas o mal de fregonas por ser dos colectivos en que es frecuente adoptar la posición de rodillas. La fricción directa contra el suelo causa la bursitis o inflamación de la bursa.

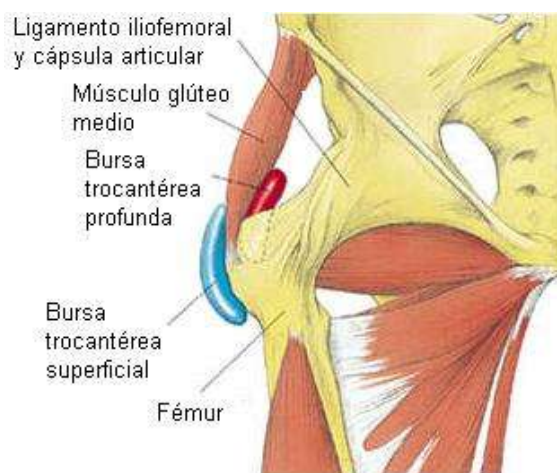


Figura 2.7. Bursas de la articulación de la rodilla

2.2. Artroplastia de rodilla

2.2.1. Introducción

El reemplazo total de rodilla (RTR) es un procedimiento quirúrgico que se realiza para reemplazar la articulación de la rodilla por una prótesis artificial. Es también llamado artroplastia de rodilla, artroplastia total de rodilla, o artroplastia tricompartmental de rodilla.

Esta técnica fue realizada por primera vez en el año 1968 y es uno de los avances más importantes de la cirugía ortopédica. Cada año, se llevan a cabo aproximadamente 478 000 reemplazos totales de rodilla en los Estados Unidos.

El RTR es normalmente efectuado en pacientes que tienen desgastes o daños severos en la articulación, debido a la artritis o a una lesión. En estos casos las personas pueden presentar dificultad para realizar sus actividades de la vida diaria tales como caminar o subir y bajar escaleras e incluso pueden sentir molestias estando sentado o acostado.

Al restaurar las superficies dañadas y desgastadas de la rodilla, la cirugía de reemplazo total de rodilla puede aliviar el dolor, corregir la deformidad de la pierna y ayudarle a realizar las actividades cotidianas.

La operación proporciona un alivio del dolor, para que la persona pueda ser capaz de llevar a cabo las actividades del diario. La rodilla artificial podría permitirle retornar a sus actividades deportivas o laborales, pero las actividades que sobrecarguen la rodilla artificial, deben ser evitadas.

2.2.2. Intervención quirúrgica

◆ **Prioridad quirúrgica recomendada**

1. Preparación del canal medular tibial
2. Resección de la tibia proximal
3. Preparación del canal medular femoral
4. Resección del fémur distal

5. Establecimiento de la rotación del fémur
6. Ranura antero-posterior
7. Establecimiento de la rotación tibial
8. Argumentación del déficit tibial
9. Preparación patelar
10. Implantación de los componentes

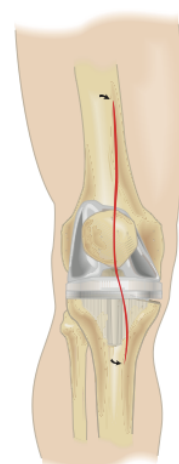


Figura 2.8

◆ Técnica quirúrgica

En primer lugar se realizan las incisiones inicial (Figura 2.8) y capsular (Figura 2.9). Después se procede a la extracción del implante del procedimiento primario. En este proceso hay que tener extremo cuidado para evitar la fractura y sacrificio innecesario de masa ósea. Se debe retirar todo el cemento residual que ha quedado en el hueso con diversas herramientas, como por ejemplo cinceles.

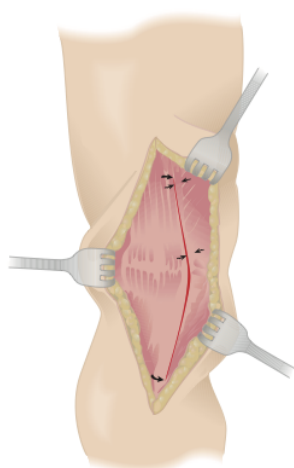


Figura 2.9

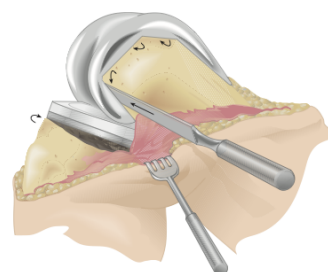


Figura 2.10

◆ Preparación tibial

Para este paso es necesaria la colocación de la rodilla en su posición de máxima flexión. Se introduce un taladro de 9 mm en el canal tibial hasta una profundidad de 2 a 4 centímetros, evitando el contacto con el hueso cortical. (Figura 2.11)

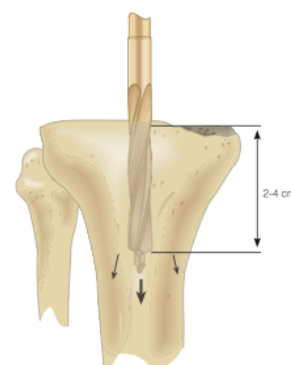
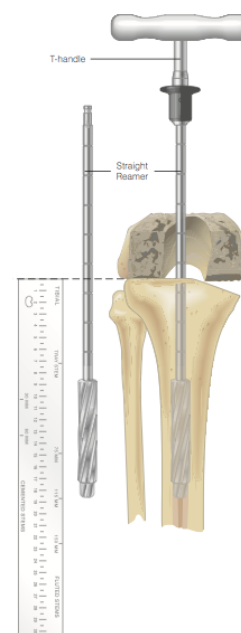
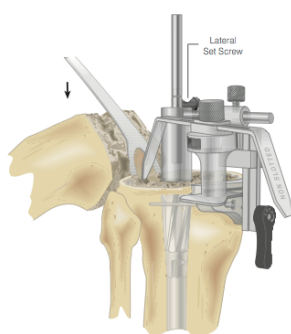


Figura 2.11

Figura 2.12



A continuación se realiza el fresado del canal tibial. Se monta la fresa directamente sobre un mango en T. El eje de la fresa tiene marcas cada 25,4 mm (1 pulgada) para utilizarla como referencia para realizar el fresado hasta la profundidad adecuada (Figura 2.12). Las longitudes de vástago universales son 75, 115 y 150 mm. Secuencialmente se abre el canal tibial con fresas cada vez más grandes. El tamaño de la fresa final indica el diámetro del vástago del implante. Los vástagos universales están disponibles en tamaños desde 10 a 24 mm



El siguiente paso es el escariado cónico de la tibia. Puesto que una considerable cantidad de masa ósea pudo haber sido sacrificada en la artroplastia total de rodilla primaria, hay que tratar de reducir al mínimo la cantidad de tejido óseo reseccionado, no más de 1 ó 2 mm del cóndilo más saliente.

Figura 2.13

Cualquier defecto resultante puede ser rellenado con aloinjertos (Figura 2.14).



Figura 2.14. Aloinjertos. Fotografía realizada en una intervención de recambio de prótesis de rodilla en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

◆ Preparación femoral

La preparación del fémur es similar a la de la tibia. En este caso se introduce la broca de 9 mm hasta una profundidad entre 3 y 5 centímetros. El alineamiento de los componentes femoral y tibial es fundamental para un buen resultado de la intervención (Figuras 2.15 - 2.18)

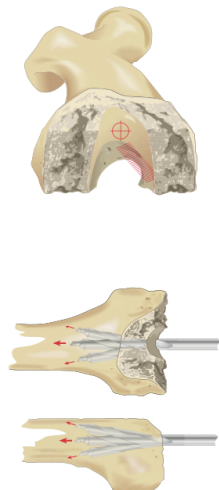


Figura 2.15

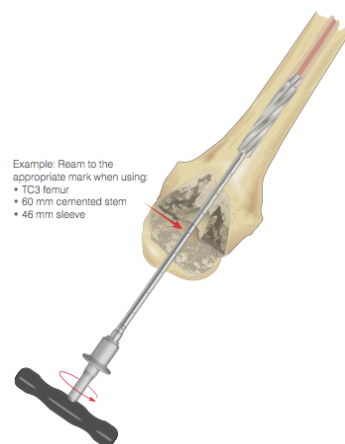


Figura 2.16

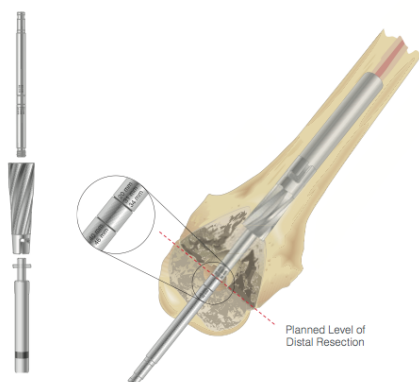


Figura 2.17

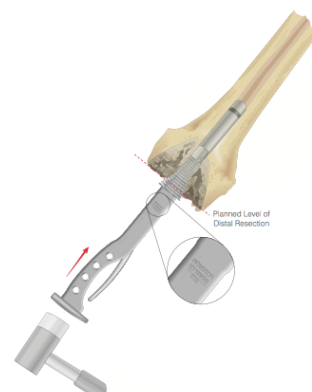


Figura 2.18

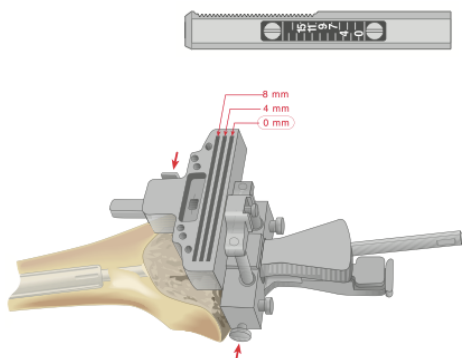
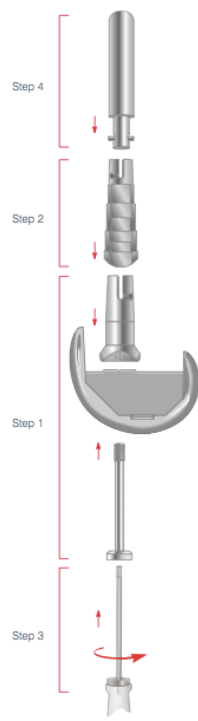


Figura 2.19

El siguiente paso es el ensamblaje del bloque de corte para la componente distal y antero-posterior femoral. El bloque de corte dispone de ranuras para permitir cortes de 4 y 8 mm.

◆ Colocación de las componentes protésicas de prueba

El orden de ensamblaje de la componente femoral es el siguiente (Figura 2.20):



- Se enroscan las vainas de la prótesis de prueba al fémur, a través del adaptador de prueba.
- Se aprieta ligeramente con un destornillador de cabeza hexagonal, o haciendo girar la manga.
- Añadir el vástago de prueba al montaje.
- Añadir suplementos de prueba distal y posteriormente si es necesario.
- Colocar el montaje de prueba en el fémur.
- Una vez que la vaina de prueba tiene una orientación adecuada, se aprieta firmemente con un destornillador.

Figura 2.20

Para la colocación de la componente tibial de prueba se coloca la rodilla en extensión completa para determinar una rotación apropiada de la meseta tibial. Se coloca la bandeja tibial de prueba con la extensión del vástago en el canal tibial. Se evalúa la cobertura y rotación de la componente tibial, ésta deberá proporcionar la mayor cobertura de la superficie del cóndilo tibial posible (Figura 2.21).

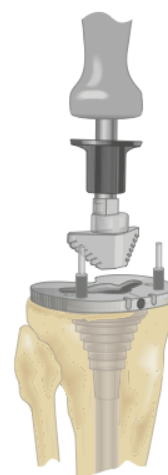


Figura 2.21

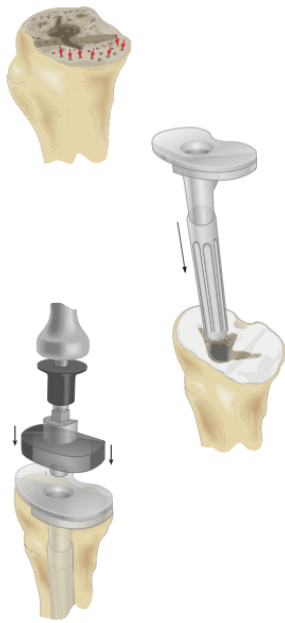


Figura 2.22 a) b) c)

Cuando la rotación del fémur es conocida, se coloca la extensión del vástago de revisión en el cono del implante. Se coloca la plantilla de prueba en la meseta tibial de prueba. Cuando llegue el momento de colocar la componente tibial final se extiende completamente la rodilla para mantener la presión hasta que el cemento polimeriza. Después se cementa la componente femoral (Figura 2.23).

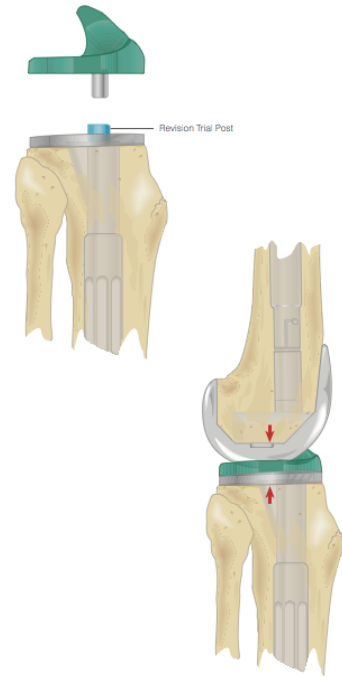


Figura 2.23

Por último se quitan las componentes de prueba en el orden inverso y se limpia bien el área afectada antes de la colocación de la prótesis definitiva. Antes de proceder a la implantación de la prótesis se ensamblan todas los suplementos, vainas y vástagos modulares de las componentes tibial y femoral. El orden de montaje es similar al proceso seguido para la determinación de los componentes finales mediante los elementos de prueba, añadiendo la cementación correspondiente en las componentes metálicas tibial y femoral.

2.2.3. Problemática más común

A continuación se presentan tres de las causas más habituales que obligan a hacer una cirugía de revisión en las prótesis de rodilla.

◆ Metalosis

La metalosis por Titanio es una patología que se produce por liberación de partículas de este material como complicación de una artroplastía.

En prótesis defectuosas, el diseño de metal contra metal produce fricción entre las partes, liberando partículas e iones de metales dentro del cuerpo, que finalmente llegan al torrente sanguíneo. Esta introducción de metal en la sangre lleva a la inflamación en todo el cuerpo, pérdida ósea y daño a los tejidos blandos. Los iones que han sido liberados en su sangre incluyen iones de metales como cobalto y cromo, que ocasionan septicemia, también conocida como metalosis. El daño que estos metales causan al organismo no se limita a la metalosis; en ocasiones la exposición a estos metales está relacionada con tumores y cáncer (Figura 2.24).

Las prótesis defectuosas de rodilla de piezas metálicas en contacto directo pueden ocasionar dolor severo, envenenamiento y otros padecimientos que ponen en riesgo la vida. Los síntomas de metalosis incluyen dificultad para caminar, sentarse o estar de pie, además de ocasionar inflamación en el área que rodea a la prótesis, desarrollo de tumores e inflamación de la rodilla. Los síntomas que resultan menos obvios incluyen la pérdida de memoria, daños a la visión, erupciones, ansiedad y mareos. Estos síntomas desaparecen lentamente una vez que se retira la prótesis defectuosa del cuerpo; sin embargo, pueden ocurrir efectos secundarios graves y de larga duración, tales como demencia e insuficiencia cardíaca.



Figura 2.24. Aflojamiento aséptico con metalosis. Desgaste del polietileno.

◆ Aflojamiento

El aflojamiento mecánico es la indicación de reemplazo más frecuente en prótesis de rodilla. Los pacientes normalmente son sintomáticos. Esta complicación se produce por la reacción inflamatoria producida por las partículas de desgaste del polietileno que desencadena la desimplantación de alguno de los componentes de la prótesis y que obliga a recambiarlo. Los materiales utilizados en la actualidad son cada vez más resistentes al desgaste para evitar esta complicación.

Las definiciones de aflojamiento pueden variar, pero el aflojamiento es probable cuando la zona radioluciente¹ tiene un ancho mayor a 2 mm. Dependiendo del tipo de artroplastia, esta zona puede comprender la interfase entre la prótesis y el hueso, entre el cemento y el hueso, o entre el cemento y la prótesis. El aflojamiento se diagnostica definitivamente cuando se observa migración (Figura 2.25) de un componente cementado, cambio en el alineamiento de un componente cementado

(especialmente orientación en varo progresiva), o progresivo ensanchamiento de la zona radioluciente.

En general, la comparación con las radiografías previas es el método más útil para detectar el aflojamiento.



Figura 2.25. Prótesis primaria con aflojamiento aséptico

¹ La palabra radiolucencia es un término radiológico aplicado a la valoración de la interfaz implante-hueso; implante-cemento o cemento-hueso, con la que se quiere distinguir una zona lineal de una determinada anchura, que progresa o no con el tiempo, pero que estaba ausente en los primeros controles y que se caracteriza por su radiotransparencia o menor oposición al paso de los rayos.

◆ Infección

La infección en cirugía protésica es una de las complicaciones más importantes y devastadoras. Su incidencia es del 2-3% en las prótesis primarias y del doble en las cirugías de revisión pudiendo alcanzar porcentajes superiores al 15% con el uso de implantes constreñidos o en bisagra.

El objetivo del tratamiento debe ser erradicar la infección y mantener la función de la articulación. El tratamiento de una prótesis de cadera o de rodilla infectada genera un consumo de recursos hospitalarios tres o cuatro veces mayor que el de una prótesis primaria y dos veces mayor que el de una revisión de una prótesis aflojada pero no infectada.

Las opciones de tratamiento se dividen en la retención de implantes o el recambio de los componentes, en uno o en dos tiempos. La mejor opción sería la que requiriese la menor agresión quirúrgica en combinación con un tratamiento antibiótico, bien tolerado y fácil de administrar, con los menores efectos secundarios.

Los resultados más consistentes se han obtenido con el recambio en dos tiempos que incluye la retirada del implante y el desbridamiento exhaustivo, la colocación de un espaciador articulado con cemento cargado de antibiótico y, tras un ciclo de antibioticoterapia, la reimplantación protésica. Esta forma de tratamiento continúa siendo el tratamiento de principal elección, con resultados buenos o excelentes en el 80%-100% de los casos, pero no deja de ser agresiva, costosa y larga.

En el pronóstico final influyen muchos factores de riesgo. El cirujano tiene control directo sobre algunos de ellos como la técnica quirúrgica o lo exhaustivo del desbridamiento inicial, el protocolo de tratamiento elegido con retención o recambio de implantes y el diseño de prótesis elegido para la reimplantación o la reconstrucción definitiva.

En los últimos años la identificación de los factores de riesgo ha supuesto que las tasas de erradicación de la infección, en aquellos casos de infección precoz en que se asocian desbridamientos quirúrgicos con recambio de partes móviles, sin quitar la prótesis, y con antibioticoterapia asociada, los porcentajes de curación superen el 80%.

2.3. Prótesis de rodilla

2.3.1. Reseña histórica

La historia de las artroplastias de la rodilla es la prueba de las dificultades que plantea su indicación. Algunos de los principales puntos de referencia son los siguientes:

En 1891, Gluck fue el primero en crear una prótesis intercondílea de marfil para tratar una osteoartritis tuberculosa.

Murphy en 1913, Putti en 1920 y Albee en 1928 intentaron la resuperficialización mediante interposición de tejido autólogo.

Boyle en 1938 y Campbell en 1940 efectuaron los primeros reemplazos condíleos aislados con implantes metálicos.

Mac Keever en 1950 y Macintosh después, diseñaron los primeros platillos tibiales metálicos.

En Francia, en 1947, Robert y Jean Judet implantaron una prótesis bicompartimental de acrílico en un paciente con anquilosis de rodilla.

Waldius en 1951, y más tarde Shiers, crearon las primeras bisagras metálicas. Pronto los siguió Merle d'Aubigné en Francia. Comenzó entonces la era de las prótesis de bisagra. El grupo Guepar concibió en 1967 la Guepar I y un año después la Guepar II.

Se puede decir que esta prótesis constreñida, desde el punto de vista del concepto biomecánico, se asemeja a la prótesis de bisagra de Lagrange Letournel.

En 1968, con el canadiense Gunston, comenzó realmente la era moderna de la artroplastia de rodilla. Gunston diseñó la primera prótesis total de deslizamiento, formada por dos implantes condíleos metálicos hemisféricos, ubicados frente a dos carriles tibiales de polietileno.

En 1972, a partir de los trabajos de Mac Keever, Macintosh y Gunston, Marmor se inspiró para desarrollar el concepto de la rodilla Modular-Marmor, formada por elementos acoplados y a la vez separados para cada uno de los dos compartimiento femorotibiales. Así se creó el concepto de la prótesis unicompartmental.

En 1973, Insall y Walker crearon la prótesis Total Condylar, inspiradora de todas las prótesis de deslizamiento actuales. Ellos optaron por sacrificar los dos ligamentos cruzados. Preocupado por mejorar los rendimientos de su prótesis, Insall se decide luego por una meseta tibial provista de un espolón central que impide la subluxación posterior del componente tibial. Así se planteó el concepto de estabilización posterior.

Casi de forma simultánea, Slegde y Ewald desarrollaron en Boston la Kinematic, que conserva el ligamento cruzado posterior, mientras que Cloutier, en 1975, decide conservar los dos ligamentos cruzados. Comenzó entonces el debate acerca de la conservación parcial o total del pivote central.

Preocupados por reproducir el juego meniscal en los movimientos de flexión-extensión y rotación, Goodfellow y O'Connor en 1978, y después Buechel y Pappas en 1979, crearon las primeras prótesis con superficies de apoyo móviles («Oxford Knee» y «New Jersey low contact stress»)

En 1980, Hungerford fue el primero en crear una prótesis sin cemento (prótesis PCA). Los componentes se revisten con varias capas de esferas metálicas que permiten la colonización ósea y la fijación directa del implante.

En 1986, Hollister y Kester fueron los primeros en estudiar la cinemática de la rodilla a través del eje transepicondileo. En este caso, los cóndilos adoptan forma circular y no elíptica

Los múltiples centros de rotación instantánea que se describieron durante estudios previos en perfil estricto, se sustituyeron por un solo centro de rotación. El desarrollo secundario de esos trabajos hicieron posible, desde 1996, que la prótesis Scorpio tuviera un radio de curvatura anteroposterior constante desde 15° en extensión hasta 75° en flexión.

De ese modo se facilita el equilibrio ligamentario: la tensión de los ligamentos laterales es uniforme en casi toda la amplitud de los movimientos. El brazo de palanca del cuádriceps aumenta por simple prolongación de la distancia entre el centro único de rotación y el centro de la rótula.

3.1.2. Clasificación de las prótesis de rodilla primarias

Las prótesis de rodilla se clasifican de acuerdo a las porciones de superficie articular que serán reemplazadas, el sistema de fijación empleado o de acuerdo al grado de restricción mecánica que proporcionan.

La clasificación según el grado de restricción mecánica se presenta a continuación:

◆ **Prótesis constreñidas**

Están representadas por las bisagras y no proporcionan más que un tipo de movimiento: flexoextensión alrededor del eje que une las dos piezas protésicas. Los inconvenientes de las primeras bisagras se fueron superando poco a poco al costo de una tasa de complicaciones elevada (Figura 2.26).



Los progresos llevaron a la supresión del eje que une las piezas, en beneficio de un pivote axial que proporcionó algunos grados suplementarios de movilidad.

Las indicaciones actuales de esas prótesis son limitadas: resecciones tumorales, claudicación del sistema ligamentario periférico, o incluso la pérdida acentuada del capital óseo en caso de intervenciones reiteradas.

Figura 2.26. Prótesis constreñidas «en bisagra» de primera generación: Guepar – Guschend – Lagrange-Letournel.

◆ **Prótesis de deslizamiento**

Estas prótesis se definen por la falta de un medio de unión fijo entre pieza femoral y tibial. El diseño y la cinemática de las mismas afianzan su estabilidad, en coordinación con las formaciones periféricas musculoligamentarias (Figura 2.27).

En general, se distinguen las artroplastias que conservan el ligamento cruzado posterior de las que lo resecan.



Figura 2.27. Prótesis de deslizamiento con estabilización posterior

La clasificación según las proporciones de superficie articular que serán reemplazadas se presenta a continuación:

- **Unicompartimentales:** están diseñadas para reemplazar la superficie de apoyo de la tibia, el fémur o la patela, ya sea en el compartimento lateral, medial o patelofemoral de la articulación. Los compartimentos no reemplazados permanecen intactos. (Figura 2.28)



Figura 2.28. Oxford® Rodilla Unicompartimental

- **Bicompartimentales:** reemplazan las superficies articulares del fémur y la tibia en ambos compartimentos, medial y lateral, no así en la patela que permanece intacta.
- **Tricompartimentales:** estas prótesis reemplazan las superficies articulares de la tibia y el fémur en ambos compartimentos, e incluyen el reemplazo de la superficie patelar. La gran mayoría de las prótesis actuales pertenecen a este grupo. (Figura 2.29)

Las prótesis tricompartimentales se dividen en tres grupos de acuerdo al grado de restricción mecánica que proporcionan:

- Prótesis no restringidas: estas prótesis no proporcionan estabilidad a la articulación, sino que dependen de la integridad de los tejidos blandos y ligamentos del paciente para poder proporcionar estabilidad articular.
- Prótesis semi-restringidas: corresponden a la mayoría de prótesis existentes en el mercado hoy día. El grado de restricción varía ampliamente, pudiendo ser de cero a 10 grados.



Figura 2.29. Prótesis tricompartimental de rodilla con platillo móvil ACADEMIA

- Completamente restringidas: este nombre describiría una prótesis completamente restringida o aquella que no permitiese movimiento alguno. Este tipo de prótesis hace referencia a la restricción aplicada a uno de los ángulos de movimiento. Todos estos diseños permiten los movimientos de flexión y extensión en el plano sagital, pero previenen algo del movimiento en el plano coronal.

2.3.3. Materiales y modos de fijación

Los materiales utilizados en las prótesis totales están diseñados para permitir una movilidad algo inferior a la de la articulación normal. Los componentes suelen estar formados por un elemento metálico que encaja exactamente en un elemento de plástico. Se utilizan diversos metales, acero inoxidable, aleaciones de cobalto y cromo, o titanio. El plástico es polietileno de alta densidad que es extremadamente duradero y resistente al desgaste.

Se puede utilizar cemento para fijar los componentes de la prótesis al hueso.

También existen prótesis no cementadas. Este tipo de prótesis se enclavan directamente al hueso. Pueden ir recubiertas de un cemento biológico, que se llama hidroxiapatita (es un fosfato de calcio, muy parecido al hueso), y que a las pocas semanas se habrá unido fuertemente al hueso.

2.3.4. Clasificación de las prótesis de rodilla de revisión

Las prótesis primarias anteriores pueden sufrir un fallo por aflojamiento, metalosis o diversas infecciones. En ese caso se realiza una cirugía de revisión en la que se sustituyen la prótesis primaria por una prótesis con características diferentes y cuya diferencia fundamental es que los vástagos (femoral y tibial) tienen una mayor longitud. A estas prótesis se les llama prótesis de revisión.

◆ Prótesis de vainas TC3 (Depuy, Johnson & Johnson)



El aflojamiento aséptico y el desgaste son las principales causas de las revisiones de rodilla en más del 40% de los pacientes. La bandeja de esta prótesis proporciona libertad de rotación para difundir las fuerzas de aflojamiento, haciéndola adecuada para aumentar la restricción mecánica.

Figura 2.30. Prótesis de vainas TC3 (Depuy)

Su bandeja universal la hace compatible con todas las inserciones de plataforma giratoria de las prótesis constreñidas y con bisagra. Las vainas metafisarias cargan el hueso para formar una base sólida, evitando la resección ósea excesiva y ayudando a preservar la restauración de la articulación. A través de una serie de mejoras diseñadas para aumentar la artroplastia total de rodilla, esta solución quirúrgica puede resultar en soluciones más personalizadas y una mayor facilidad de uso.



Figura 2.31. Prótesis de vainas TC3 (Depuy)

◆ **Prótesis con offset LCCK (Zimmer)**

El componente femoral NexGen Legacy LCCK ha sido desarrollado para pacientes, que según el cirujano, requieran una estabilización protésica adicional debido a una función defectuosa de los ligamentos tanto laterales como cruzados y además requieran bloques de aumento y/o vástagos de extensión debido a stocks óseos inadecuados. Los componentes LCCK están disponibles únicamente en una versión no recubierta para fijación cementada.



Figura 2.32. Prótesis LCCK (Zimmer)



Para pacientes con unos ligamentos laterales no funcionales o para aquellas rodillas que no pueden ser estabilizadas mediante las usuales liberaciones de ligamentos, la rodilla LCCK presenta una eminencia tibial elevada y un cajón intercondíleo más profundo. Un ajuste adecuado entre la eminencia y el cajón proporciona estabilidad a medida que el rollback natural es inducido, inhibiendo la subluxación posterior, limitando el movimiento en varo/valgo a 1.25 grados y la rotación interna/externa a 2 grados. Este diseño acomoda un rango de movimiento teórico superior a los 120 grados.

Figura 2.33. Vástago en offset

3. Materiales y Métodos

3.1. Introducción

Para la realización del modelo presentado en este proyecto se ha seguido el esquema de la siguiente figura:

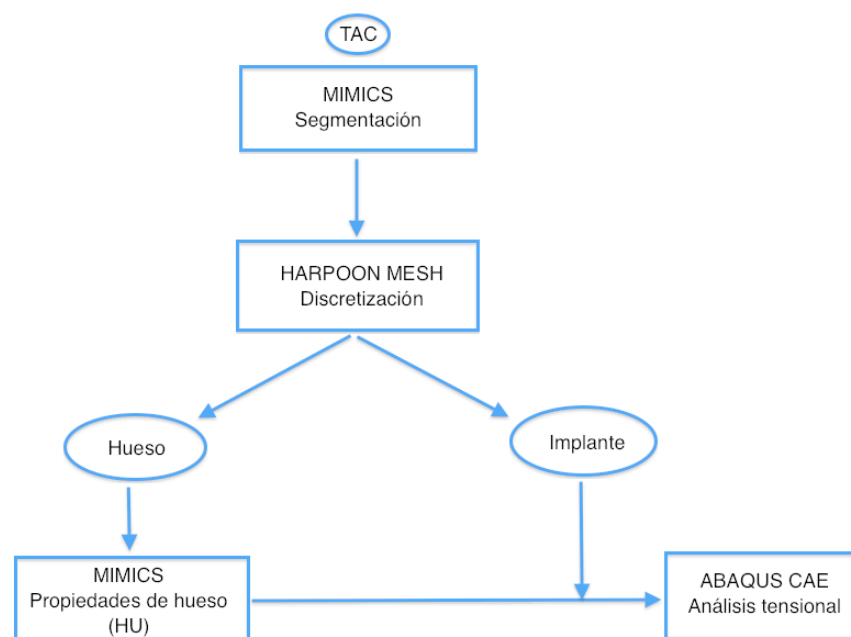


Figura 3.1. Esquema seguido para el desarrollo del modelo

Se parte de las Tomografías Axiales Computerizadas (TAC) (Figura 3.2) tomadas a dos pacientes de 70 kilos de peso corporal aproximadamente, a las que se le han colocado distintos tipos de prótesis de revisión. Se han importado imágenes desde el programa Mimics y se ha desarrollado un modelo tridimensional de la tibia y la componente tibial del implante, y que una vez suavizado (Figura 3.3), es exportado al programa Harpoon Mesh para realizar un mallado (Figura 3.4). Este es nuevamente exportado a Mimics para, a partir del nivel de grises (Hounsfield units - HU) de las imágenes, obtener las propiedades mecánicas del hueso (densidad, módulo de Young y coeficiente de Poisson). Finalmente se exporta al procesador de cálculo Abaqus CAE v. 6.11 (Figura 3.5) para realizar, mediante el método de los elementos finitos, el análisis tensional de la tibia y la componente protésica.

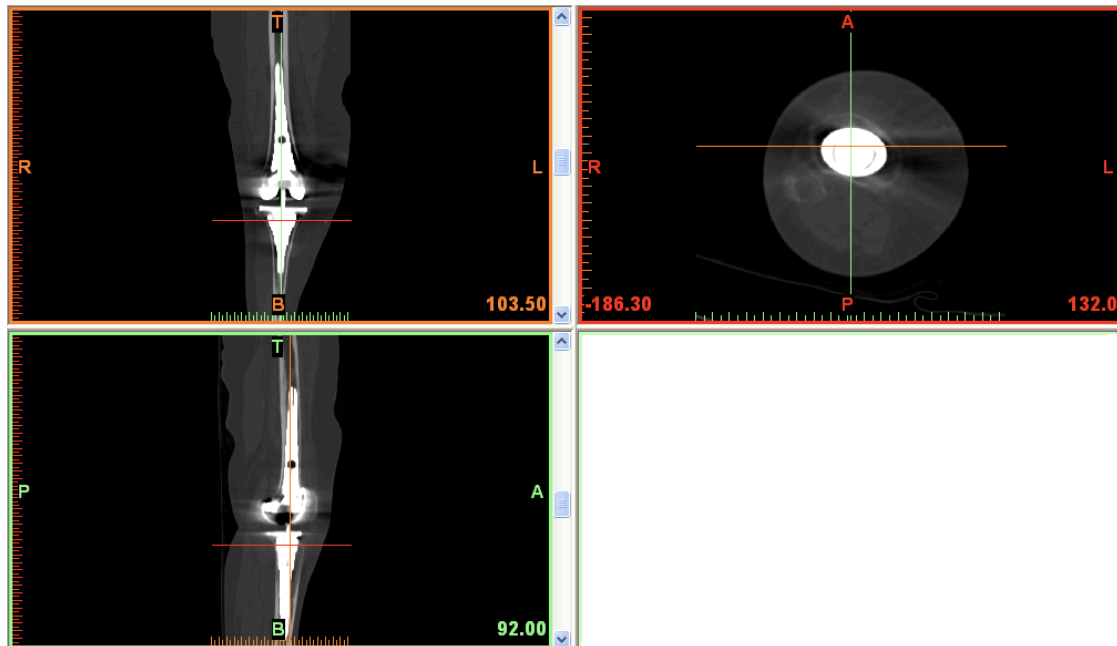


Figura 3.2. Tomografías Axiales Computerizadas (TAC) en el software Mimics

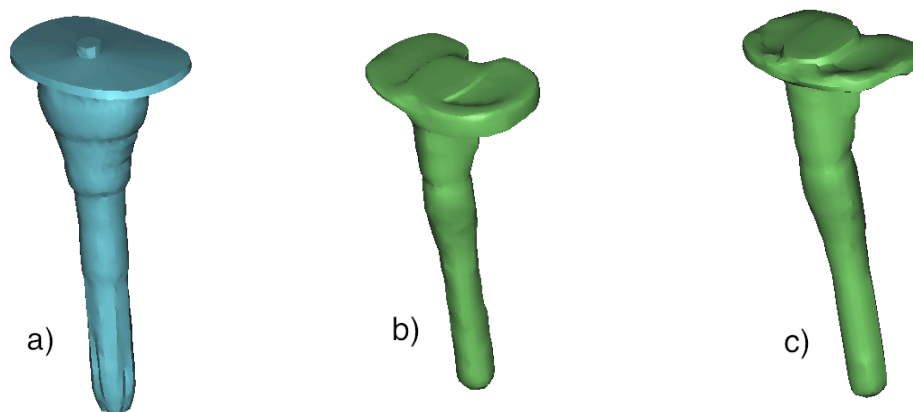


Figura 3.3. Modelos 3D de la componente tibial de las prótesis realizadas con Mimics.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

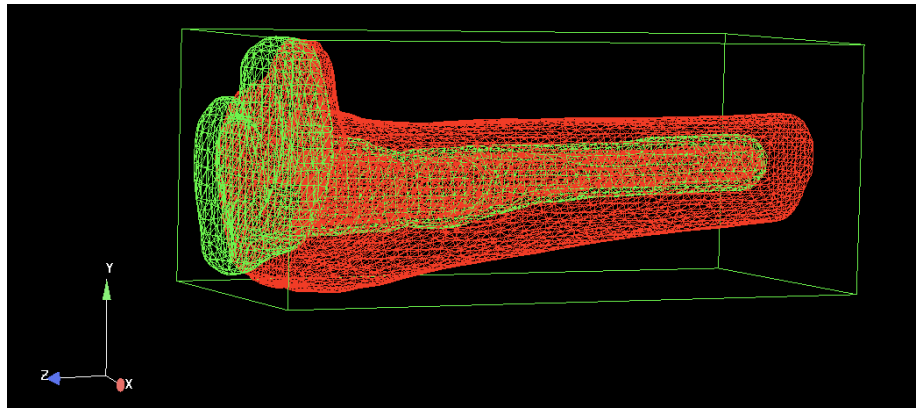


Figura 3.4. Modelo 3D de la tibia y la componente tibial de la prótesis con offset malladas en Harpoon Mesh

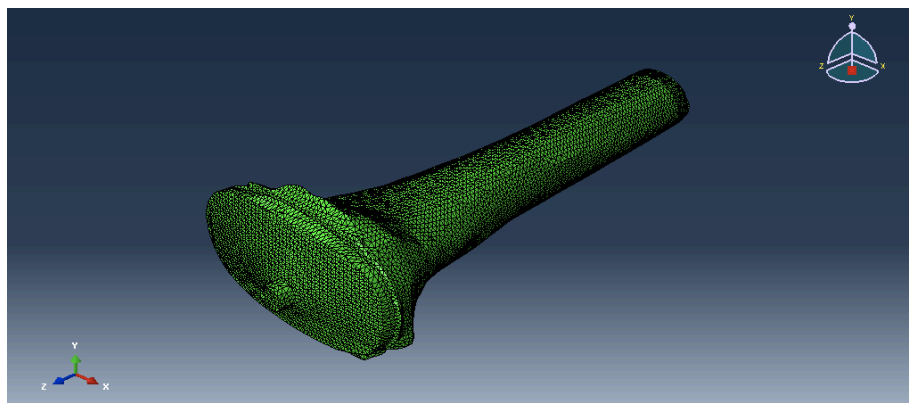


Figura 3.5. Modelo 3D de la tibia y la componente tibial de la prótesis de vainas en Abaqus CAE

Por lo tanto, para la realización de este proyecto se han utilizado los siguientes tres programas comerciales:

◆ **Mimics Materialise 10.0**

Es un software que permite procesar y editar datos 2D a partir de imágenes de resonancias magnéticas y de tomografías para la construcción de modelos anatómicos 3D de precisión y flexibilidad.

Cuenta con herramientas de segmentación que permiten segmentar imágenes y realizar mediciones fiables en el modelo 3D.

Exporta datos en 3D en una amplia gama de formatos para aplicaciones de ingeniería como diseño de elementos finitos, de medicina como simulación quirúrgica, etc.

◆ Harpoon Mesh

Es un software que a partir de modelos 3D genera mallas para su posterior exportación a otras aplicaciones de ingeniería como procesadores de cálculo con el método de los elementos finitos.

◆ Abaqus CAE v. 6.11

Es un paquete integrado de cálculo de elementos finitos con una gran librería de tipos de elementos finitos que permite modelar virtualmente cualquier geometría, así como una extensa lista de modelos que simulan el comportamiento de la gran mayoría de los materiales con posibilidad de programar el comportamiento de materiales que no estén incluidos permitiendo su aplicación en distintas áreas de ingeniería.

3.2. Principios básicos del MEF

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es un método numérico de resolución de ecuaciones diferenciales. Para ello trabaja discretizando la estructura en elementos de forma variada (pueden ser superficies, volúmenes y barras), que se conectan entre sí mediante “nodos”. La solución ahora es sólo aproximada en función de los resultados obtenidos para los nodos. El MEF parte del cálculo matricial en el planteamiento del equilibrio en los nodos mediante un sistema de ecuaciones resultado de la contribución de los elementos.

Con la llegada de los centros de cálculo y los primeros programas comerciales en los años 60, el MEF a la vez que se populariza en la industria refuerza sus bases teóricas en los centros universitarios. En los años 70 se produce un gran crecimiento de la bibliografía así como la extensión del método a otros problemas como los no lineales. Se estudian nuevos tipos de elementos y se sientan las bases matemáticas rigurosas del método, que había aparecido antes como técnica de la Ingeniería que como método numérico de las Matemáticas.

Por último, a partir de la década de los 80, con la generalización de los ordenadores personales, se extiende el uso de los programas comerciales que se especializan en los diversos campos, instaurándose el uso de pre y postprocesadores gráficos que realizan el mallado y la representación gráfica de los resultados. Se continúa en el estudio de la aplicación del método a nuevos modelos de comportamiento (plasticidad, fractura, daño continuo, etc.) y en el análisis de los errores.

Básicamente los pasos a seguir en el análisis de estructuras mediante el método de los desplazamientos a través del MEF son:

- El objeto en estudio se divide, mediante líneas o superficies imaginarias en un número de elementos finitos. Esta parte del proceso se desarrolla habitualmente mediante algoritmos incorporados a programas informáticos de mallado durante la etapa de preproceso.
- Se supone que los elementos están conectados entre sí mediante un número discreto de puntos o “nodos”, situados en sus contornos. Los desplazamientos de estos nodos serán las incógnitas fundamentales del problema, tal y como ocurre en el análisis de estructuras por el método matricial.
- Se toma un conjunto de funciones que definan de manera única el campo de desplazamientos dentro de cada “elemento finito” en función de los desplazamientos nodales de dicho elemento. Por ejemplo el campo de desplazamientos dentro de un elemento lineal de dos nodos podría venir definido por: $u = N_1 u_1 + N_2 u_2$, siendo N_1 y N_2 las funciones comentadas (funciones de forma) y u_1 y u_2 los desplazamientos en el nodo 1 y en el nodo 2.
- Estas funciones de desplazamientos definirán entonces de manera única el estado de deformación del elemento en función de los desplazamientos nodales. Estas deformaciones, junto con las propiedades constitutivas del material, definirán a su vez el estado de tensiones en todo el elemento, y por consiguiente en sus contornos.
- Se determina un sistema de fuerzas concentradas en los nodos, tal que equilibre las tensiones en el contorno y cualesquiera cargas repartidas, resultando así una relación entre fuerzas y desplazamientos de la forma $F = k \cdot u$, que como vemos es similar a la del cálculo matricial.
- La resolución del sistema anterior permite obtener los desplazamientos en los nodos y con ellos definir de manera aproximada el campo de desplazamientos en el elemento finito.
- En la etapa de postproceso se presentan los resultados, generalmente de forma gráfica para su análisis.

La potencia de cálculo del método de los elementos finitos permite resolver una gran variedad de problemas. Entre los problemas que se pueden resolver está el cálculo de las tensiones del chasis de un coche, cálculo de estructuras, simulación de procesos de conformado, simulación del comportamiento de materiales. Gracias a este método se puede reducir considerablemente el número de prototipos a realizar antes de sacar un producto al mercado. Sin embargo, el uso de software de Elementos Finitos requiere una cierta experiencia tanto en el uso de los mismos como en el planteamiento de problemas.

3.3. Cargas y condiciones de apoyo

En este proyecto se han considerado tres casos de carga diferentes siguiendo los datos que aparecen en el trabajo de Chong et al (2011) y que se detallan en la siguiente tabla:

Joint load configurations for bone remodelling simulations.

No.	Load case	Load (× body weight)			Knee flexion angle (deg)
		Medial (vertical)	Lateral (vertical)	Antero-posterior	
1	0% of gait cycle (heel strike)	0.9 ^a	0.19 ^a	0.1 ^b	0
2	15% of gait cycle (contra toe-off)	2.3 ^a	0.46 ^a	0.08 ^b	16
3	25% of stair climbing cycle	2 ^c	1.5 ^c	1.3 ^b	32

^a Shelburne et al. (2006).
^b Taylor et al. (2004).
^c Zhao et al. (2007).

Tabla 3.1. Configuraciones de carga para simulaciones de remodelado óseo

El primer caso de carga se refiere al 0% del ciclo de la marcha, cuando el talón permanece apoyado. La carga medial es un 90% del peso corporal, es decir, 0,9x70 kg en el eje -Z. La carga lateral es un 19% del peso corporal, 0,19x70 kg en el eje -Z (Figura 3.6.a). La carga antero-posterior es un 10% el peso corporal, 0,1x70 kg en el eje +Y (Figura 3.6.b).

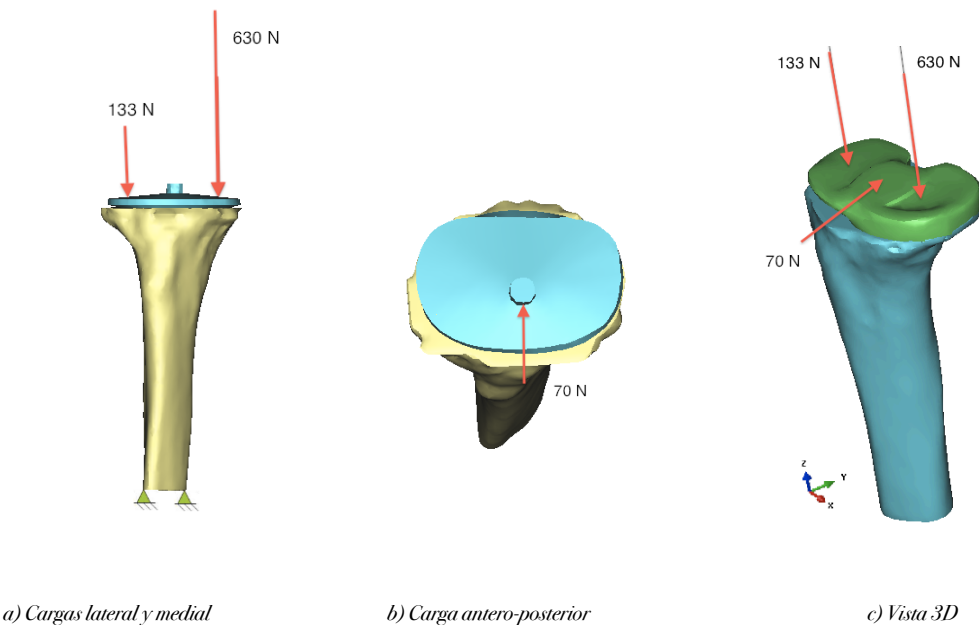


Figura 3.6. Valor y dirección de las cargas para el caso 1 de carga

El segundo caso de carga se refiere al 15% del ciclo de la marcha, cuando se produce el despegue de los dedos. La carga medial es un 230% del peso corporal, es decir, 2,3x70 kg actuando con un ángulo de 16°, quedando descompuesta en los ejes -Z y -Y. La carga lateral es un 46% del peso corporal, 0,46x70 kg actuando también con un ángulo de 16°, quedando descompuesta en los ejes -Z y -Y (Figura 3.7.a). La carga antero-posterior es un 8% el peso corporal, 0,08x70 kg en el eje +Y (Figura 3.7.b).

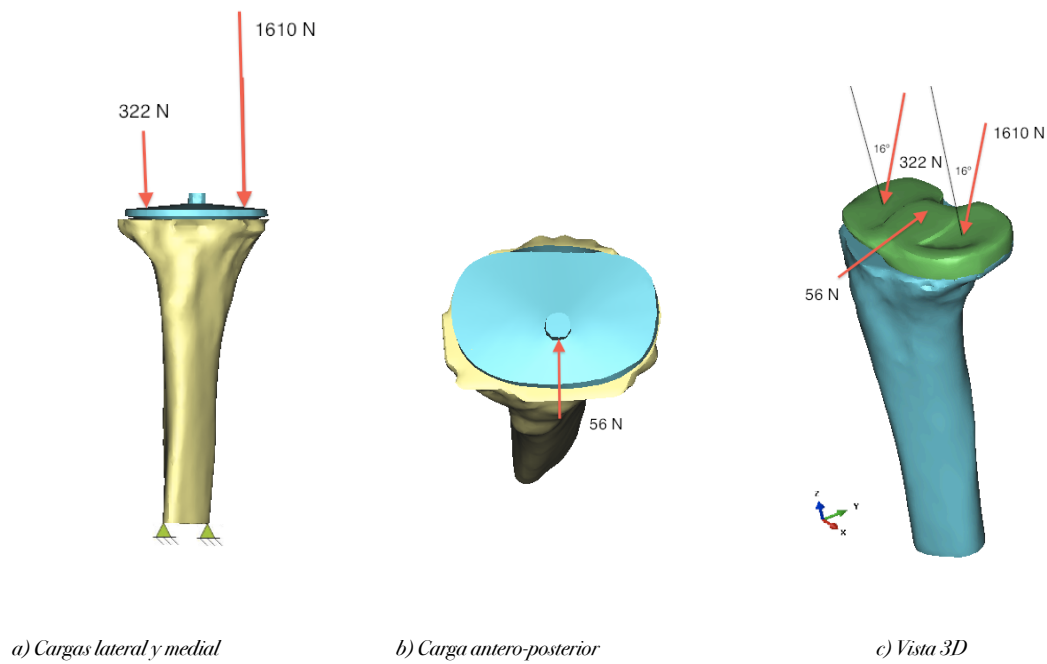


Figura 3.7. Valor y dirección de las cargas para el caso 2 de carga

El tercer caso de carga se refiere al 25% del ciclo de subida de escaleras. La carga medial es un 200% del peso corporal, es decir, $2,0 \times 70$ kg actuando con un ángulo de 32° , quedando descompuesta en los ejes $-Z$ y $-Y$. La carga lateral es un 150% del peso corporal, $1,5 \times 70$ kg actuando también con un ángulo de 32° , quedando descompuesta en los ejes $-Z$ y $-Y$ (Figura 3.8.a). La carga antero-posterior es un 13% el peso corporal, $0,13 \times 70$ kg en el eje $+Y$ (Figura 3.8.b).

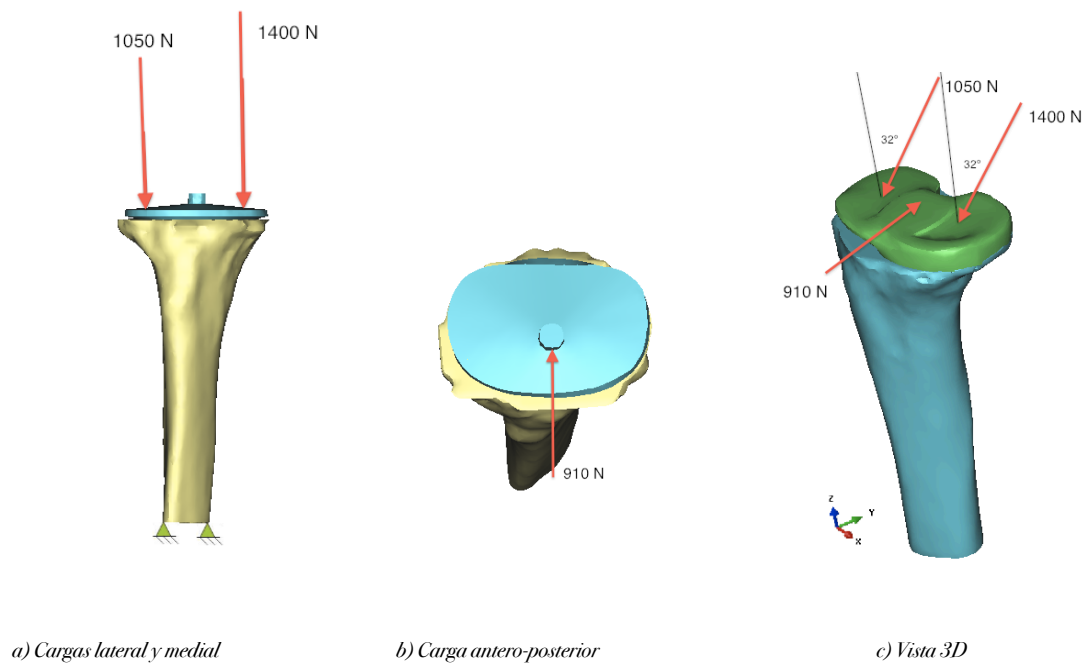


Figura 3.8. Valor y dirección de las cargas para el caso 3 de carga

A continuación se presenta una tabla resumen con las cargas que se han tenido en cuenta para el cálculo del modelo.

Caso de carga	Angulo de flexión	Carga total (N)	Carga en eje Y (N)	Carga en eje Z (N)
1	0°	M = 630 L = 133 AP = 70	M = 0 L = 0 AP = 70	M = -630 L = 133 AP = 0
2	16°	M = 1610 L = 322 AP = 56	M = -443,78 L = -88,76 AP = 56	M = -1547,63 L = 309,5 AP = 0
3	32°	M = 1400 L = 1050 AP = 910	M = -353,17 L = -556,41 AP = 910	M = -1187,27 L = -890,45 AP = 0

Tabla 3.2. Cargas consideradas en el cálculo del modelo. (M=Medial, L=Lateral, AP=Antero-Posterior)

Los tres casos de carga se han modelizado como una carga puntual sobre un grupo de 10 nodos en la superficie tibial. Se estudiará el efecto de los tres casos de carga anteriores en las tensiones sobre el hueso y el implante así como en los desplazamientos, comparando los tres tipos de prótesis: vainas, offset con y sin suplemento.

3.4. Materiales de los elementos

3.4.1. Material de la prótesis

El material con el que están fabricadas las prótesis es una aleación de cromo-cobalto-molibdeno, también conocida como vitalio. El vitalio es el nombre comercial de una aleación refractaria, que contiene un 65% de cobalto, un 25% de cromo, un 6% de molibdeno, y otros elementos (hierro, níquel). El vitalio fue desarrollado por Albert W. Merrick para los Laboratorios Austenal en 1932. Utilizado sobre todo en cirugía y odontología, debido a su peso ligero y resistencia a la corrosión. También se ha empleado en los componentes de los turborreactores por su resistencia térmica. Algunas de sus propiedades se resumen en la siguiente tabla:

Propiedad mecánica	CoCrMo (F75)
Resistencia a la tracción (MPa)	655
Límite de fluencia (MPa)	450
% de alargamiento	8
% reducción de área	8
Resistencia a la fatiga (MPa)	310
Módulo de elasticidad (GPa)	210
Coefficiente de Poisson	0,3

Tabla 3.3. Propiedades del vitalio

3.4.2. Materiales del hueso

El tejido óseo es un material heterogéneo, anisótropo y en constante cambio, por lo que es muy difícil encontrar un valor o relación concreta que determine sus propiedades mecánicas. Además la estructura ósea del cuerpo humano tiene un amplio rango de densidades, desde el hueso cortical (1,92 gr/cm³) al hueso esponjoso o trabecular (0,5 gr/cm³).

A partir del nivel de grises que se tiene de las tomografías axiales computerizadas se puede obtener la densidad ósea del hueso. Las unidades Hounsfield (HU) es la cuantificación que está establecida y que es equivalente al nivel de grises. Varios autores han encontrado relaciones entre la densidad del hueso y el módulo de elasticidad. Para este trabajo se ha utilizado la ley propuesta por Peng et al (2007), (Figura 3.9).

$$\rho = 1 + 7,185 \times 10^{-4} \text{ HU}$$

Figura 3.9. Expresión utilizada para determinar la densidad ósea dependiente de HU (Peng et al (2007))

El software Mimics permite elegir el número de propiedades de material diferentes que se quieren utilizar. Una vez elegido el número de propiedades el programa realiza una interpolación para que cada elemento de la malla de elementos finitos forme parte de los distintos grupos de materiales. Cuanto menor sea el número de grupos, menos precisión se tiene con propiedades asignadas a cada uno de los elementos de la malla. En este trabajo se han utilizado 50 materiales para los tres modelos de prótesis. Las distintas propiedades de algunos de los 50 materiales se resumen en la siguiente tabla:

Nº de material	E (MPa)	ν
1	356,03	0,2
2	356,03	0,2
3	356,03	0,2
4	356,03	0,2
5	398,23	0,2
6	516,86	0,2
7	654,49	0,2
8	812,04	0,2
9	990,40	0,2
10	1190,41	0,2
20	5000,44	0,32
30	15184,91	0,32
40	16201,24	0,32
50	16201,24	0,32

Tabla 3.4. Propiedades mecánicas de algunos de los 50 materiales dependientes de HU

3.5. Análisis de sensibilidad de la malla

Para la elección de un tamaño de malla adecuado para el modelo se ha realizado un análisis de sensibilidad de malla con el programa Harpoon Mesh.

Se ha mallado el modelo de prótesis con 3 niveles diferentes (Figura 3.10), de los cuales se han obtenido los siguientes resultados:

Para el nivel 1 se han obtenido 36178 nodos para el modelo del hueso y 25616 nodos para el modelo de la prótesis. La duración de este proceso ha sido de 2 segundos.

Para el nivel 2 se han obtenido 265031 nodos para el modelo del hueso y 169481 nodos para el modelo de la prótesis. La duración de este proceso ha sido de 7 segundos.

Para el nivel 3 se han obtenido 1767050 nodos para el modelo del hueso y 911927 nodos para el modelo de la prótesis. La duración de este proceso ha sido de 64 segundos.

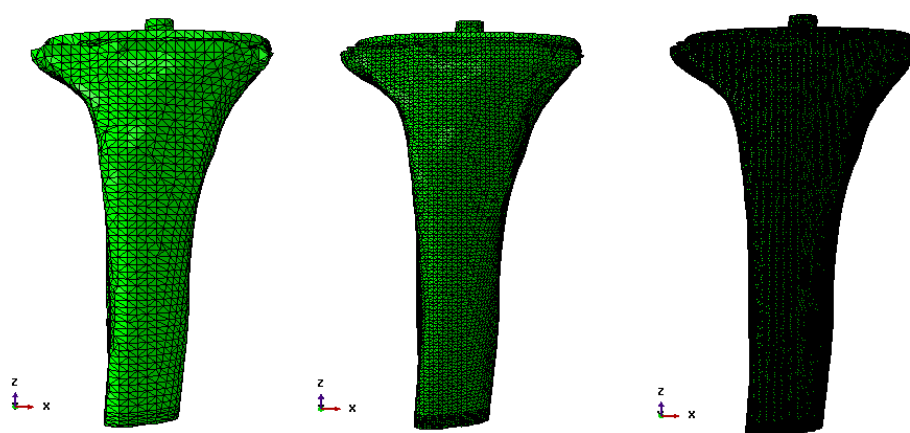


Figura 3.10. Prótesis malladas con diferentes niveles.

Para la realización del proyecto se ha tomado el nivel 2 para todas las prótesis, ya que el nivel 1 nos proporciona una escasa exactitud y la demora en los cálculos del nivel 3 es excesiva.

3.6. Análisis de remodelación ósea

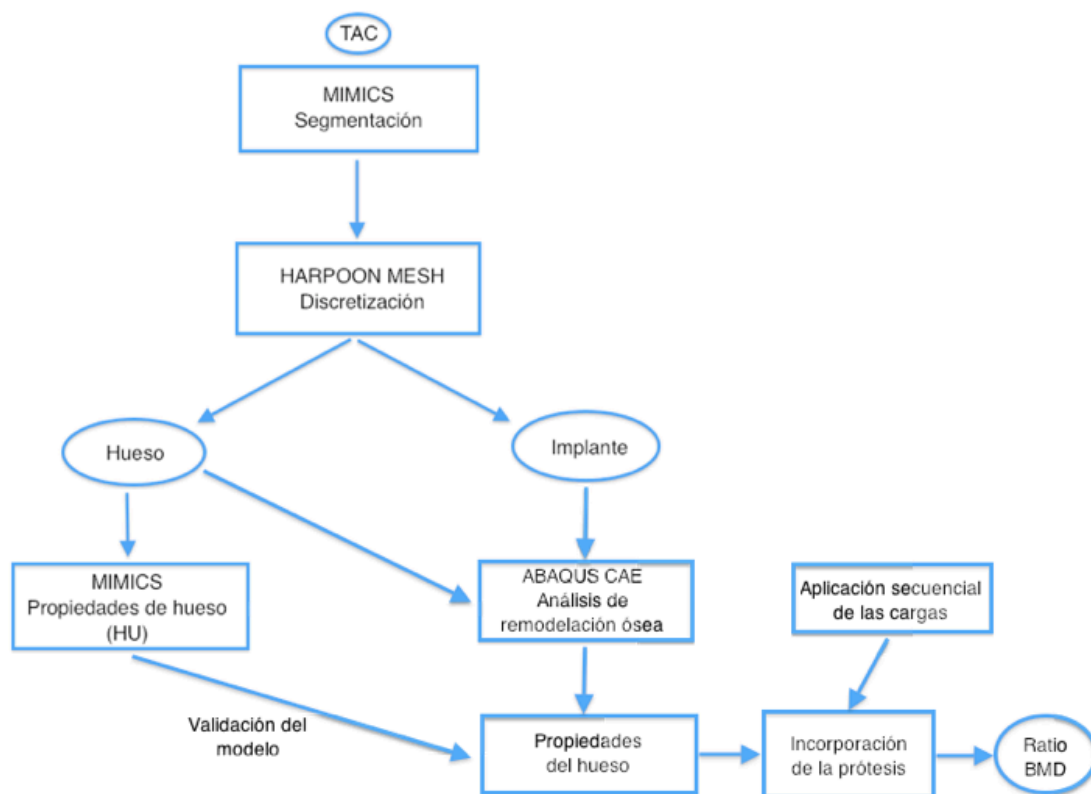


Figura 3.11. Esquema seguido para la realización del análisis de remodelación ósea

El objetivo principal de este estudio es presentar un modelo de remodelación ósea para predecir la distribución de la densidad ósea del hueso tibial. Este modelo de remodelación es capaz de distinguir entre la densidad del hueso cortical y trabecular.

Se basa en los principios de la mecánica de medios continuos que utilizan la teoría del daño como una herramienta matemática para formular la capacidad de la remodelación ósea. Este modelo es capaz de predecir la distribución de la masa ósea no homogéneo y anisótropo en un volumen representativo.

A partir de una situación arbitraria inicial (densidad uniforme de $\rho = 0,5 \text{ gr/cm}^3$ y comportamiento isotrópico), y la aplicación secuencial de las cargas anteriormente descritas, se calculan cambios en la distribución de la densidad ósea hasta llegar a la convergencia.

Esta distribución de densidad ósea se compara con la densidad ósea estimada a partir de los datos del TAC (HU) (Tabla 3.4) con una pequeña rutina de Matlab.

La comparación se realiza calculando el porcentaje de volumen de hueso durante un cierto nivel de error (valor mínimo entre el error absoluto y relativo). El error absoluto se calcula como la diferencia entre la predicción de la densidad ósea y la densidad calculada a partir de la HU. El error relativo es el error absoluto dividido por la magnitud del valor exacto (Figura 3.12). Cada error se calcula para cuatro rangos de densidad ($0,4 \leq \rho < 0,8$; $0,8 \leq \rho < 1,2$; $1,2 \leq \rho < 1,6$; $1,6 \leq \rho < 2,0$).

$$\text{Error (\%)} = \frac{\rho_{\text{promedio}} - \rho_{\text{HU}}}{\rho_{\text{HU}}}$$

Figura 3.12.. Expresión utilizada para el cálculo del error relativo

Una vez validada la distribución de densidad ósea obtenida con el modelo de remodelación ósea, se procede a incorporar las prótesis (Figura 3.11) aplicando de nuevo secuencialmente las cargas anteriores, evaluando el ratio de densidad ósea (BMD en inglés).

La densidad ósea o BMD (bone mineral density) es un término médico que normalmente se refiere a la cantidad de materia mineral por centímetro cuadrado de los huesos. La densidad ósea se utiliza en la medicina clínica como un indicador indirecto de la osteoporosis y el riesgo de fractura. Se mide mediante un procedimiento llamado densitometría, el cual se realiza en el departamento de radiología o de medicina nuclear de los hospitales o clínicas. La medición es indolora y no invasiva e implica exposición a baja radiación.

El ratio de densidad ósea cuantifica cuánto cambia la densidad ósea a lo largo del tiempo; si desciende de forma considerable significa que la densidad ósea también ha descendido, lo que quiere decir que el hueso ha pasado de poseer mayor parte de hueso cortical (hueso más fuerte) a mayor parte de hueso trabecular (hueso esponjoso) debido al cambio en la transmisión de las cargas que supone la incorporación de la prótesis. Se puede determinar el ratio de densidad ósea mediante la siguiente expresión:

$$\text{BMD ratio} = \frac{\int \frac{\rho_i}{\rho_o} dV}{\sum dV} \times 100$$

Figura 3.13. Expresión utilizada para el cálculo del BMD ratio

El ratio de BMD se ha evaluado en las tres prótesis.

4. Resultados

4.1. Casos estáticos de cargas

En este apartado se van a presentar los resultados de la aplicación de cada caso de carga a los tres tipos de prótesis. Se van a evaluar la tensión principal máxima y la deformación equivalente en el hueso, la tensión de Von Mises en el implante, así como los desplazamientos del conjunto.

4.1.1. Tensión principal máxima en el hueso

La tensión principal máxima en el hueso no supera en ningún momento la resistencia a tracción del hueso (30 MPa) (Figuras 4.1 - 4.6). Los máximos locales se deben a las cargas puntuales impuestas por las condiciones de apoyo. Los mayores valores de tensión se localizan en la punta del vástago. La prótesis con mayores tensiones es la prótesis con vástago en offset sin suplementos, y la de menores tensiones la prótesis de vainas. El caso de carga más desfavorable es el caso 3 de carga, ya que es el asociado a subir escaleras.

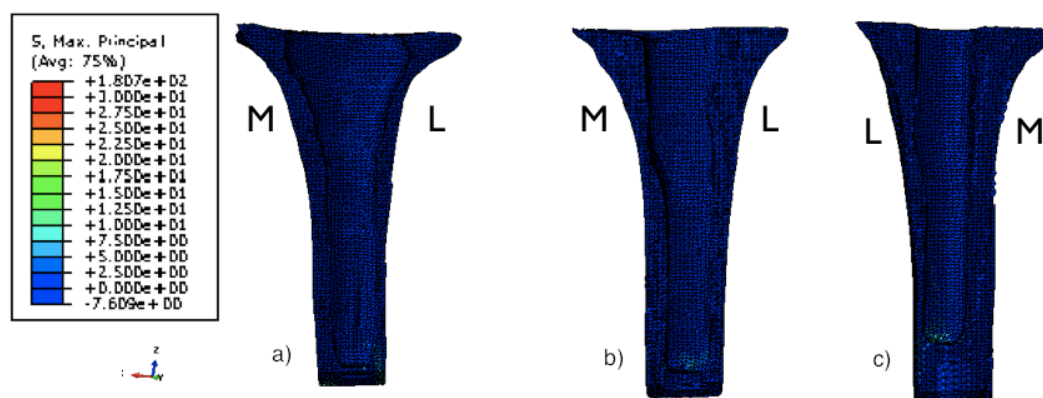


Figura 4.1. Tensión principal máxima en el hueso para el caso 1 de cargas. Parte anterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

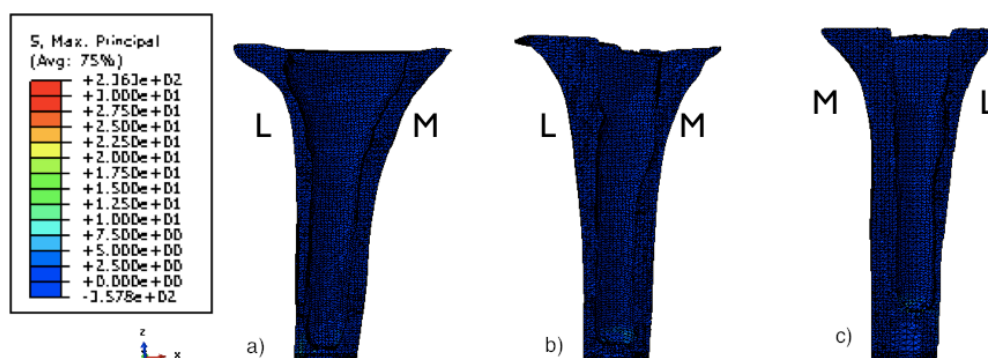


Figura 4.2. Tensión principal máxima en el hueso para el caso 1 de cargas. Parte posterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

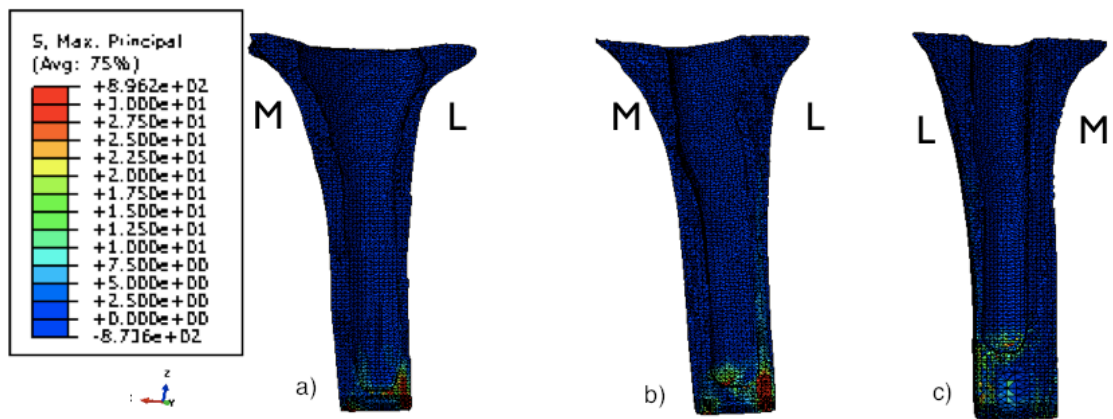


Figura 4.3. Tensión principal máxima en el hueso para el caso 2 de cargas. Parte anterior. (M=Medial, L=Lateral)
a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

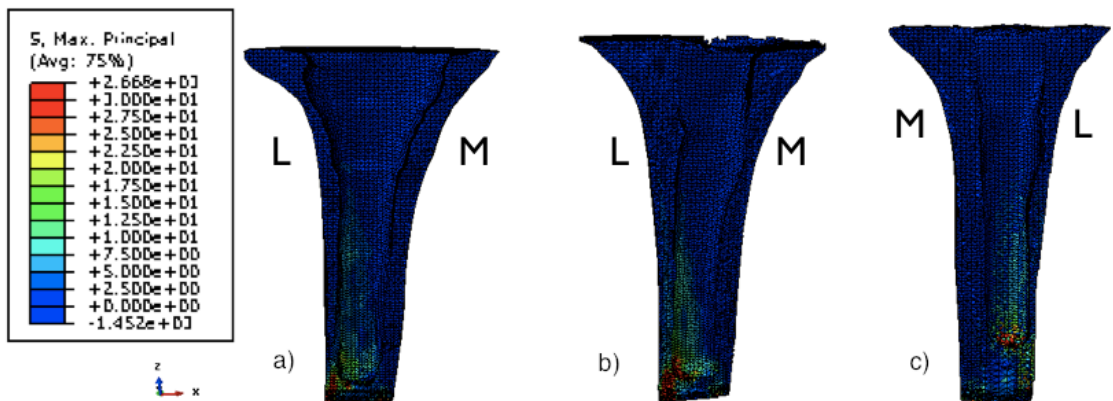


Figura 4.4. Tensión principal máxima en el hueso para el caso 2 de cargas. Parte posterior. (M=Medial, L=Lateral)
a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

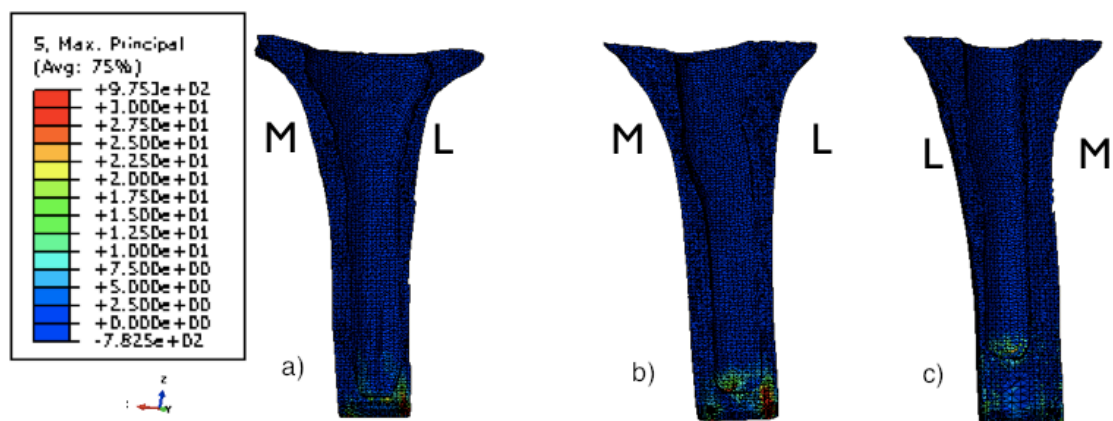


Figura 4.5. Tensión principal máxima en el hueso para el caso 3 de cargas. Parte anterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

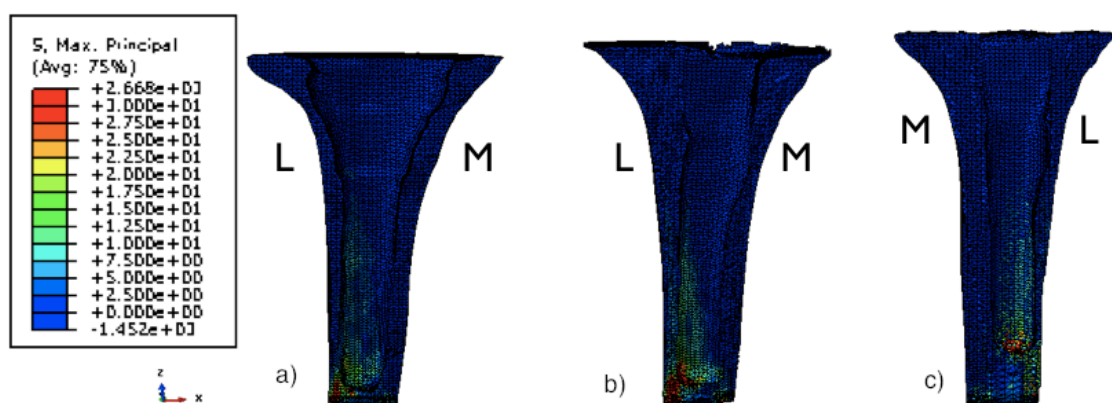


Figura 4.6. Tensión principal máxima en el hueso para el caso 3 de cargas. Parte posterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

4.1.2. Deformación equivalente en el hueso

La deformación equivalente de Von Mises en el hueso no supera en ningún momento la deformación máxima permitida (0,007) (Figura 4.7 - 4.12). Los máximos locales se deben a las cargas puntuales impuestas por las condiciones de apoyo. Los mayores valores de deformación se localizan en la punta del vástago. La prótesis con mayores deformaciones es la prótesis de vainas, y la de menores deformaciones es la prótesis con vástago en offset y suplemento medial.

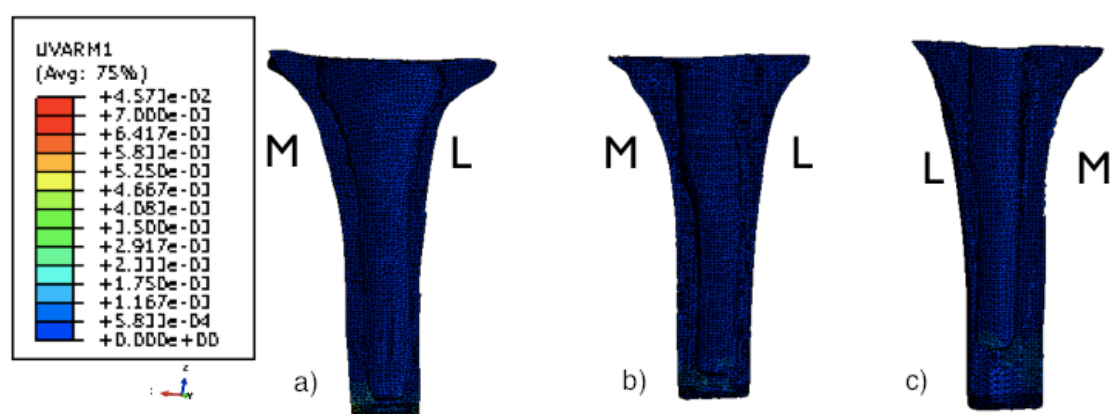


Figura 4.7. Deformación equivalente de Von Mises en el hueso tibial para el caso 1 de cargas. Parte anterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

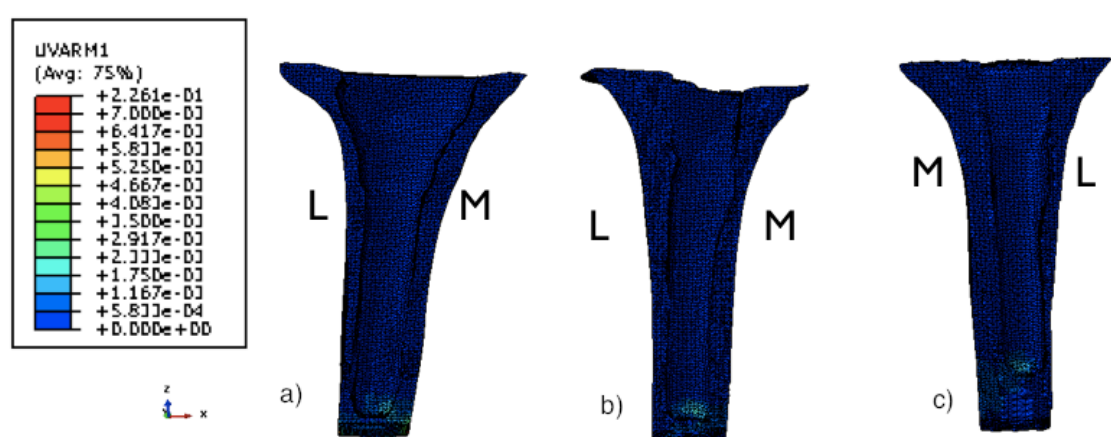


Figura 4.8. Deformación equivalente de Von Mises en el hueso tibial para el caso 1 de cargas. Parte posterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

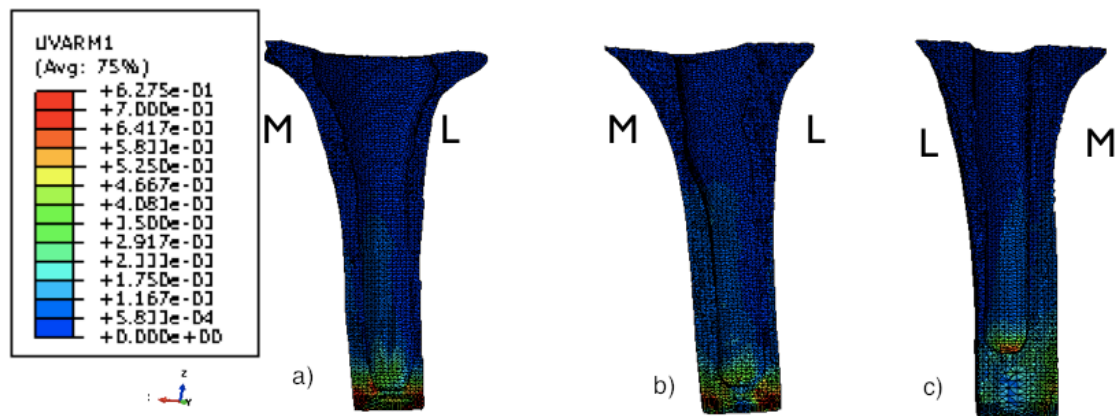


Figura 4.9. Deformación equivalente de Von Mises en el hueso tibial para el caso 2 de cargas. Parte anterior. (M=Medial, L=Lateral)
a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

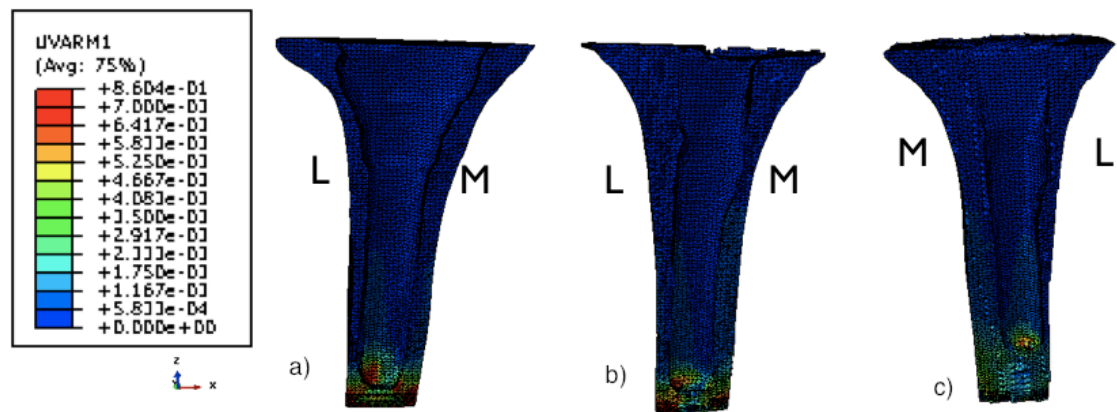


Figura 4.10. Deformación equivalente de Von Mises en el hueso tibial para el caso 2 de cargas. Parte posterior. (M=Medial, L=Lateral)
a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

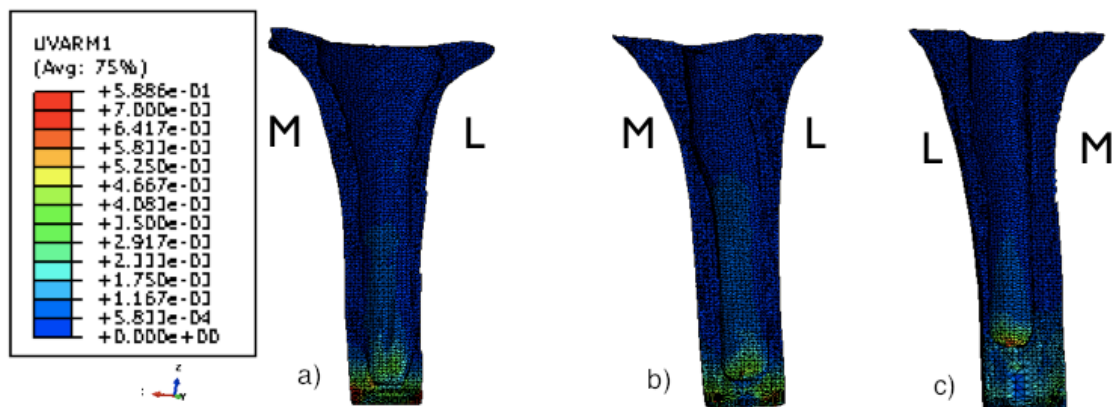


Figura 4.11. Deformación equivalente de Von Mises en el hueso tibial para el caso 3 de cargas. Parte anterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

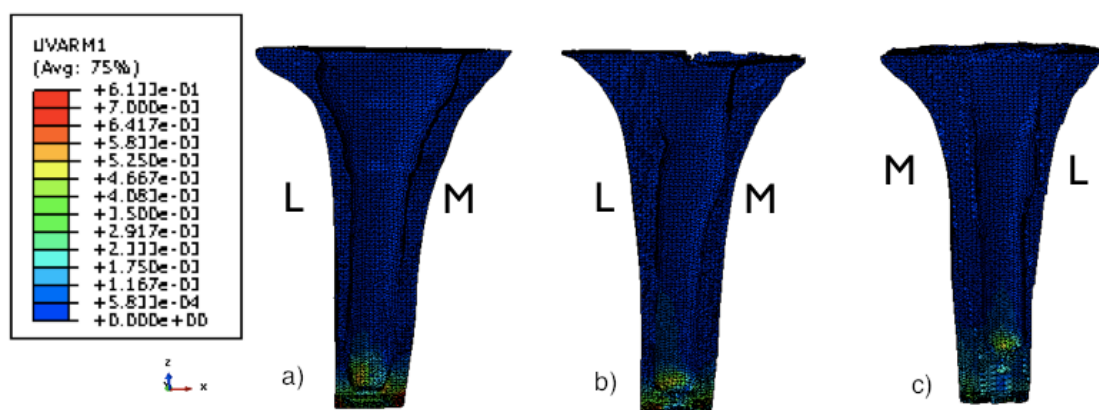


Figura 4.12. Deformación equivalente de Von Mises en el hueso tibial para el caso 3 de cargas. Parte posterior. (M=Medial, L=Lateral)

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

4.1.3. Tensión de Von Mises en el implante

La tensión de Von Mises en el implante no supera en ningún momento la resistencia del implante (450 MPa - ver Tabla 3.3) (Figuras 4.13 - 4.18). Los máximos locales se deben a las cargas puntuales impuestas por las condiciones de apoyo. Los mayores valores de tensión se localizan en la punta del vástago. La prótesis con mayores tensiones es la prótesis con vástago en offset sin suplementos, y la de menores tensiones la prótesis de vainas. Las mayores tensiones se observan en el caso de subir escaleras (caso 3 de carga).

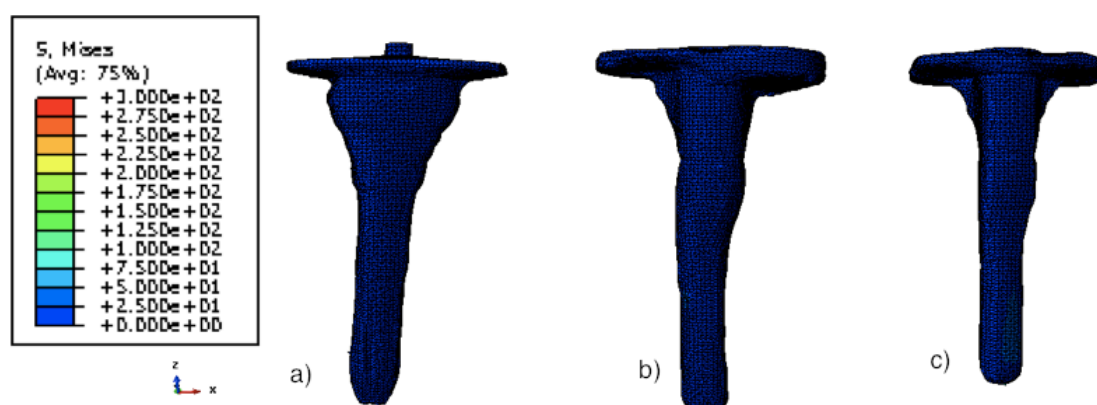


Figura 4.13. Tensión de Von Mises en la componente tibial del implante para el caso 1 de cargas. Parte anterior.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

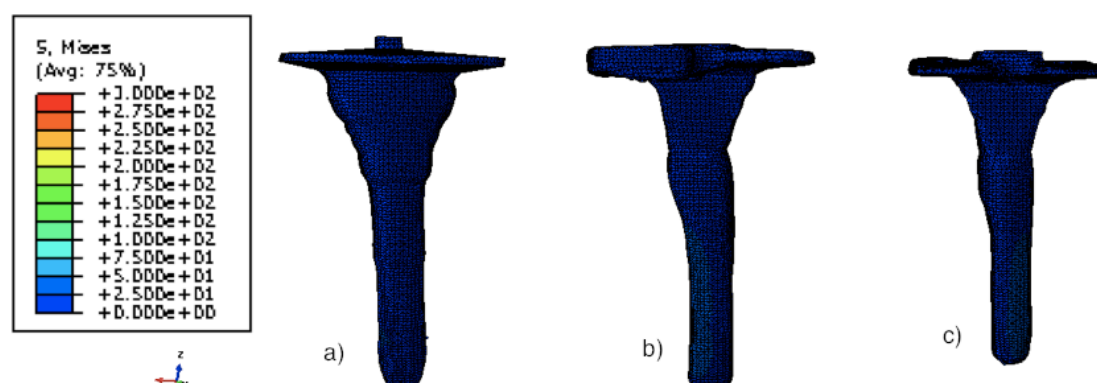


Figura 4.14. Tensión de Von Mises en la componente tibial del implante para el caso 1 de cargas. Parte posterior.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

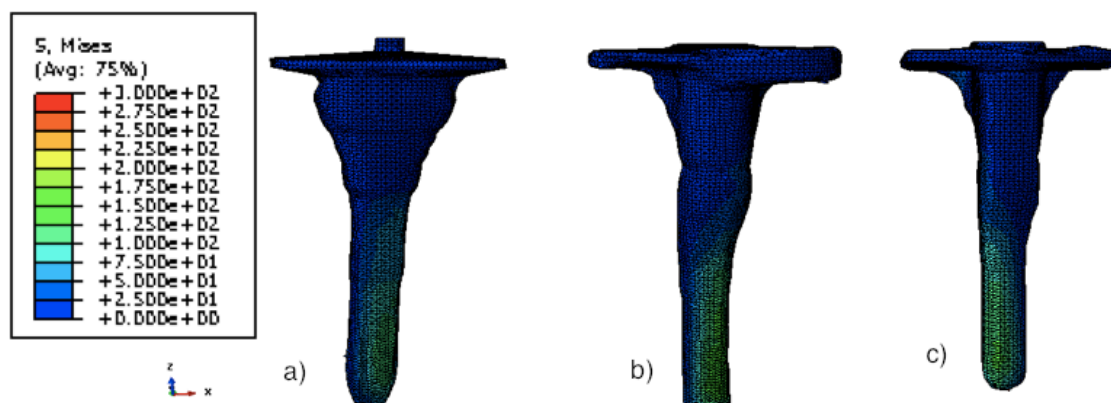


Figura 4.15. Tensión de Von Mises en la componente tibial del implante para el caso 2 de cargas. Parte anterior.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

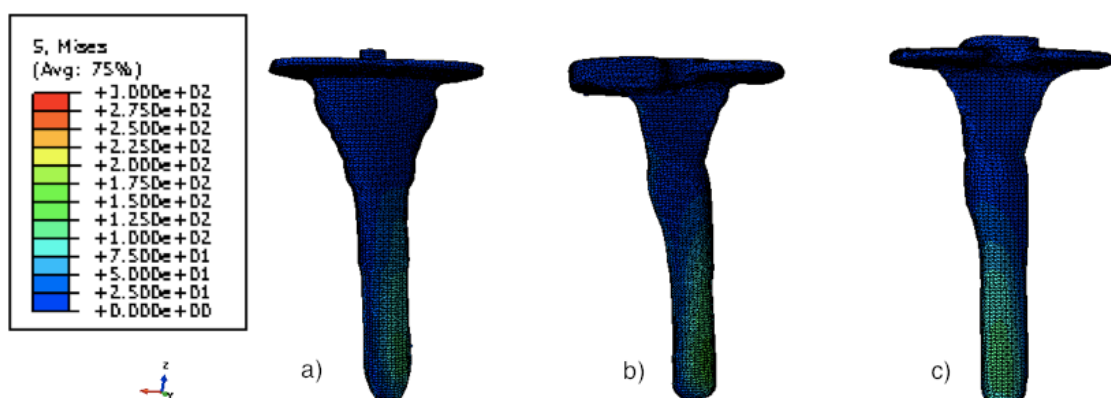


Figura 4.16. Tensión de Von Mises en la componente tibial del implante para el caso 2 de cargas. Parte posterior.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

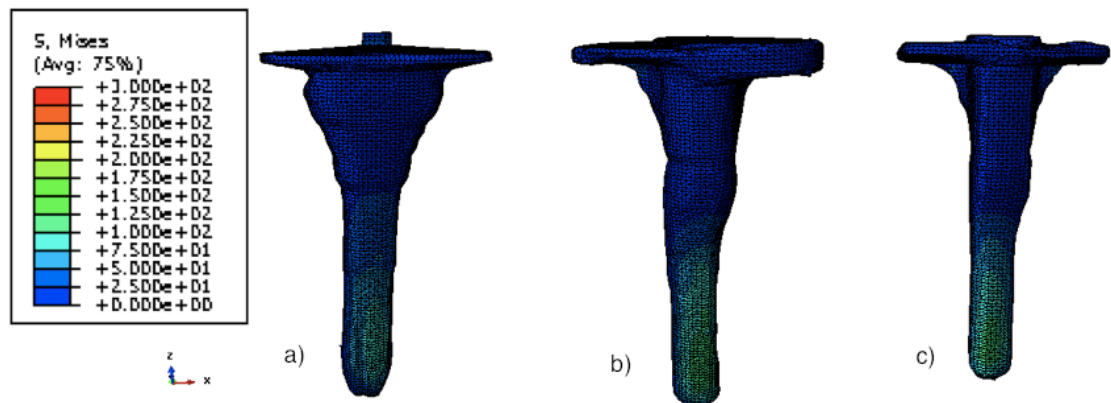


Figura 4.17. Tensión de Von Mises en la componente tibial del implante para el caso 3 de cargas. Parte anterior.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

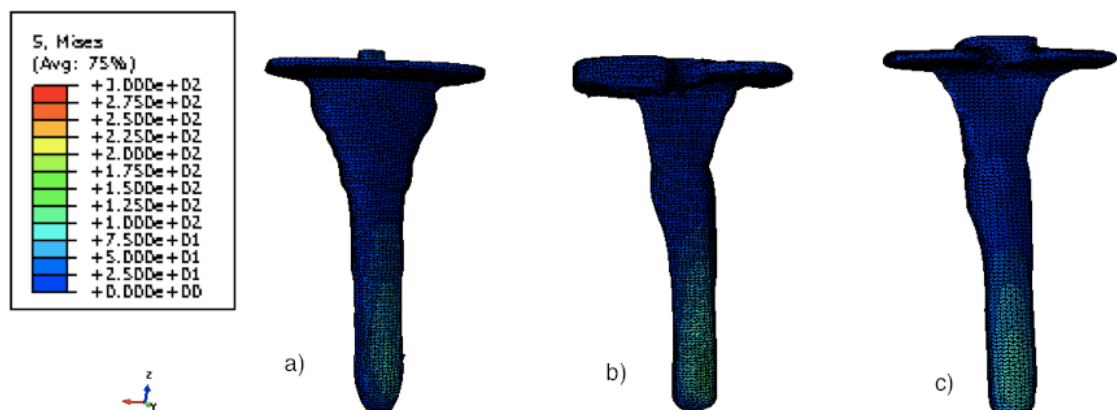


Figura 4.18. Tensión de Von Mises en la componente tibial del implante para el caso 3 de cargas. Parte posterior.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

4.1.4. Desplazamientos del conjunto hueso - implante

Los mayores valores de desplazamientos se localizan en la meseta tibial. La prótesis con mayores desplazamientos es la prótesis de vainas, y la de menores desplazamientos la prótesis con vástago en offset y suplemento medial (Figuras 4.19 - 4.21 y Tabla 4.1).

U magnitud (mm)			
	Vainas	Offset con suplemento	Offset sin suplemento
Caso 1	1,71633	0,761405	1,89449
Caso 2	13,5198	5,69163	10,0859
Caso 3	10,2053	4,60185	8,64482

Tabla 4.1. Desplazamientos del conjunto tibia-implante

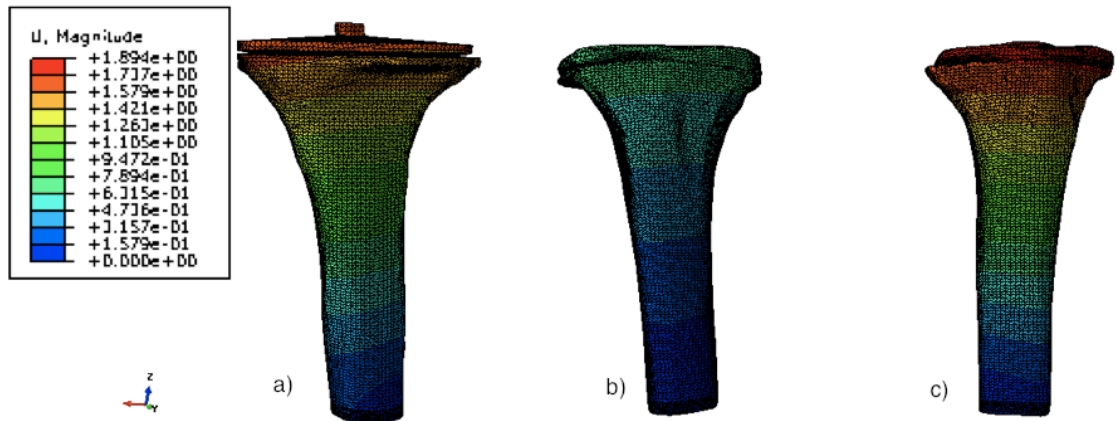


Figura 4.19. Desplazamientos del conjunto tibia-implante para el caso 1 de cargas.
a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

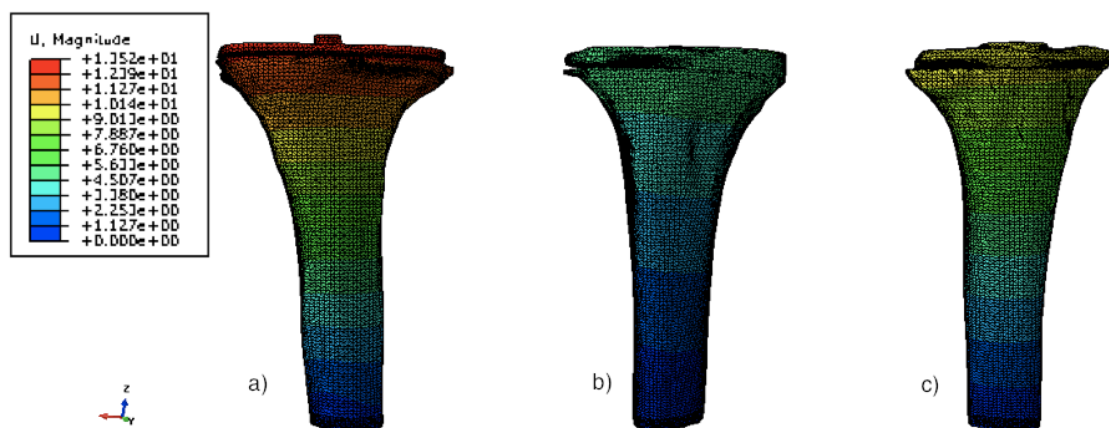


Figura 4.20. Desplazamientos del conjunto tibia-implante para el caso 2 de cargas.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

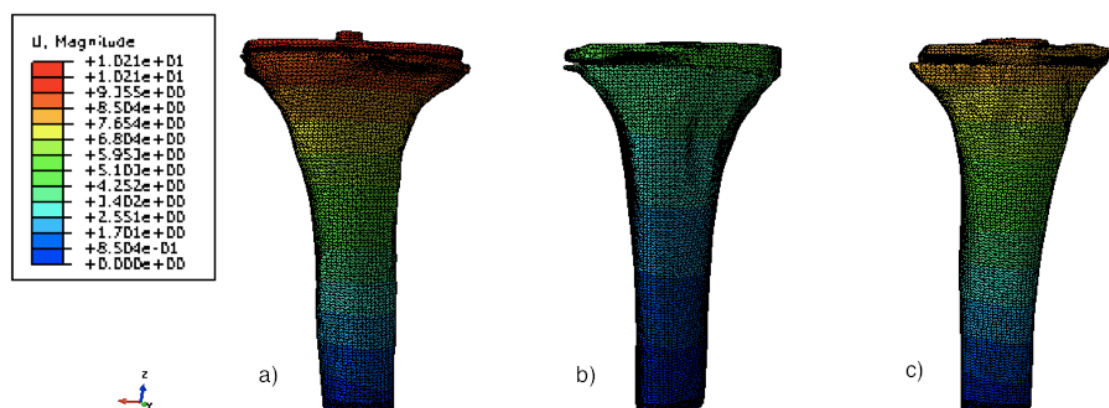


Figura 4.21. Desplazamientos del conjunto tibia-implante para el caso 3 de cargas.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

4.2. Análisis de remodelación ósea

En este apartado se va a evaluar para cada una de las prótesis el efecto que tiene su incorporación en la remodelación ósea. Primero se validará el modelo de remodelación ósea con las densidades obtenidas a partir del nivel de grises (apartado 3.6). Después se evaluará el cambio en el ratio de densidad ósea. Finalmente se compara dicho ratio entre las tres prótesis.

4.2.1. Vástago tibial de vainas

El modelo de remodelación ósea predijo la región cortical en la diáfisis de la tibia y su área trabecular correspondiente en la epífisis. El hueso cortical se encuentra principalmente en la corteza tibial; en la tibia proximal y en su canal medular se observa hueso trabecular (Figura 4.22).

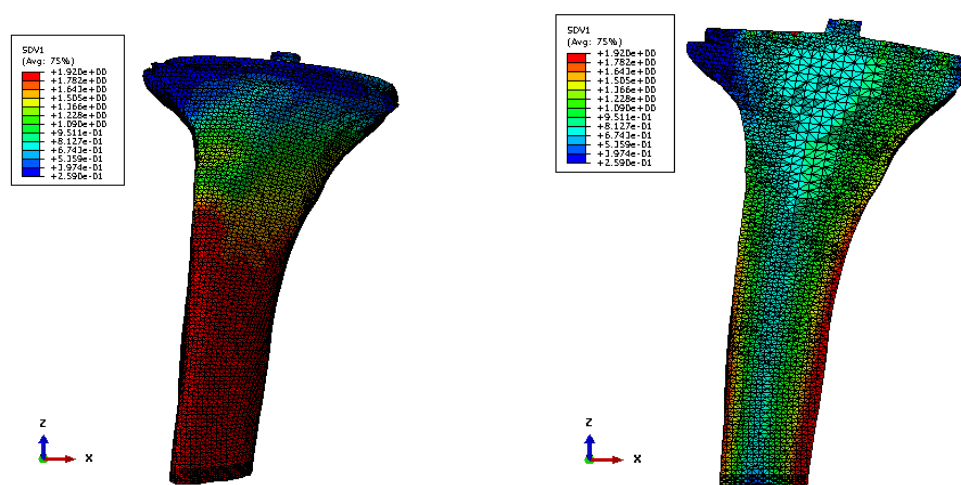


Figura 4.22. Predicciones de la distribución de densidad ósea (gr/cm^3) obtenidas del análisis de remodelación antes de la colocación del implante en la prótesis de vainas.

El porcentaje de volumen de hueso con un nivel de error determinado por cuatro intervalos de densidad diferentes para cada tipo de hueso se ha representado en la figura 4.23.

● Error < 0,25 ● 0,25 < Error < 0,5 ● 0,5 < Error < 0,75 ● 0,75 < Error < 1,0

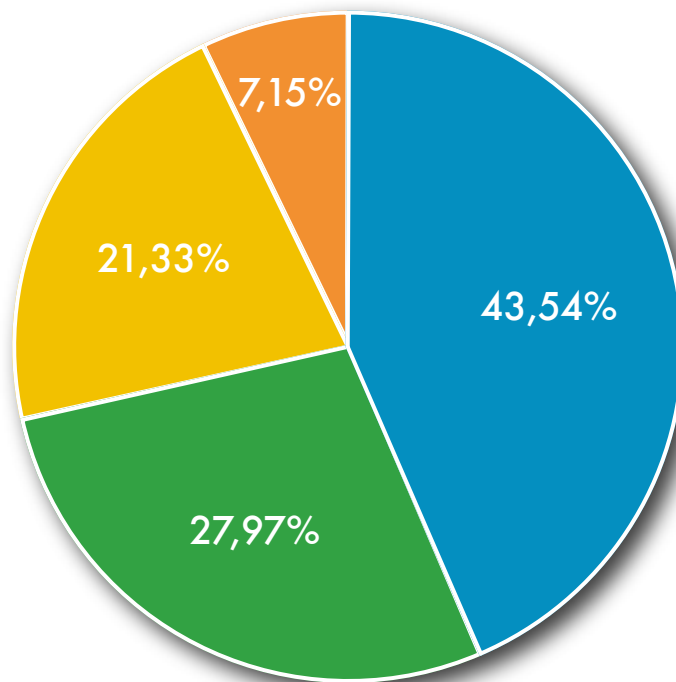


Figura 4.23. Porcentaje de volumen óseo con un nivel de error determinado por cuatro intervalos de densidad diferentes en la tibia para la prótesis de vainas

El menor error en las predicciones se encontró en las regiones corticales donde la densidad ósea es mayor. A medida que la densidad ósea disminuyó se obtuvo un mayor error. El mayor error también se observó en las áreas donde se aplicaron las condiciones de contorno.

En las figuras 4.24 y 4.25 se representa la evolución de la densidad ósea en el hueso al incorporar la componente tibial en él.

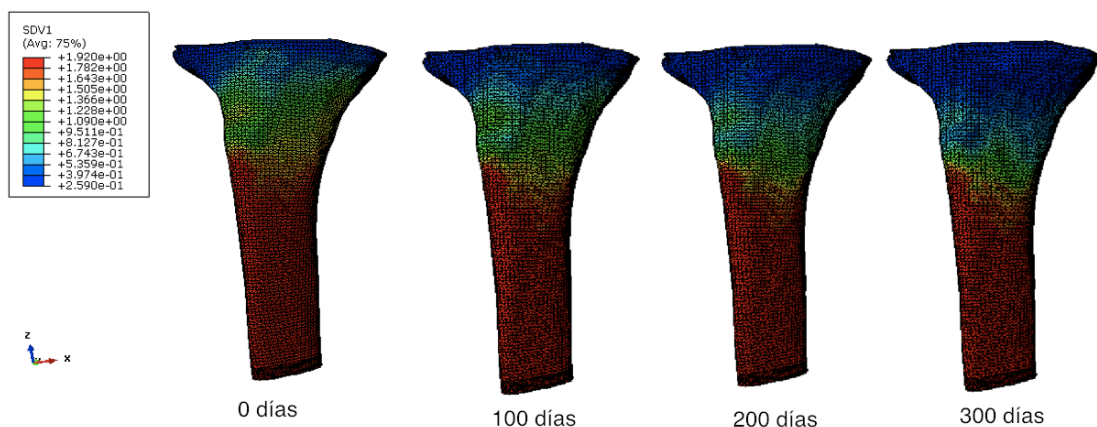


Figura 4.24. Evolución de la densidad ósea (gr/cm³) a lo largo del tiempo para la prótesis de vainas

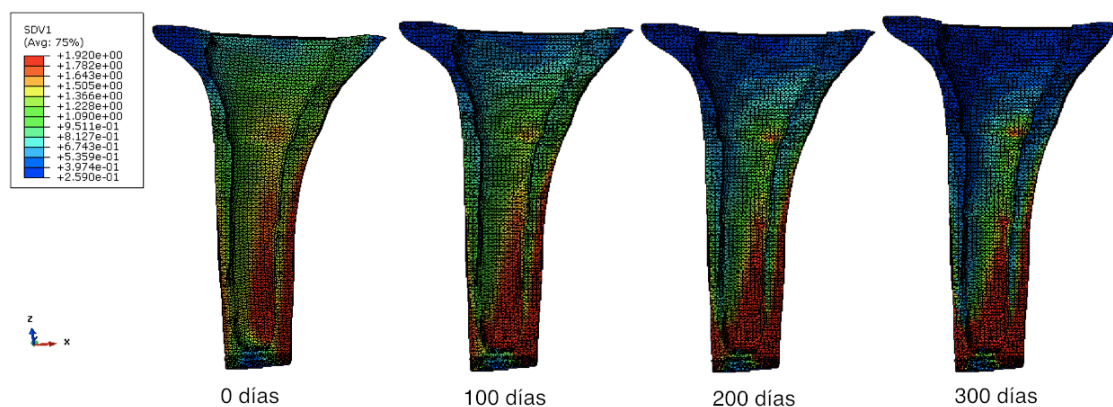


Figura 4.25. Evolución de la densidad ósea (gr/cm³) a lo largo del tiempo para la prótesis de vainas. Vista corte trasversal

En la siguiente figura se presenta la variación del ratio de densidad ósea a lo largo del tiempo (Figura 4.26). Se observa que el ratio de densidad ósea (BMD) disminuye con el tiempo. Esto significa que se está produciendo reabsorción ósea, es decir, una disminución de las propiedades mecánicas así como un cambio desde una estructura con más hueso cortical hacia un hueso más trabecular. Esto se debe a que la prótesis es mucho más rígida que el hueso original y absorbe más tensiones, dejando al hueso circundante descargado.

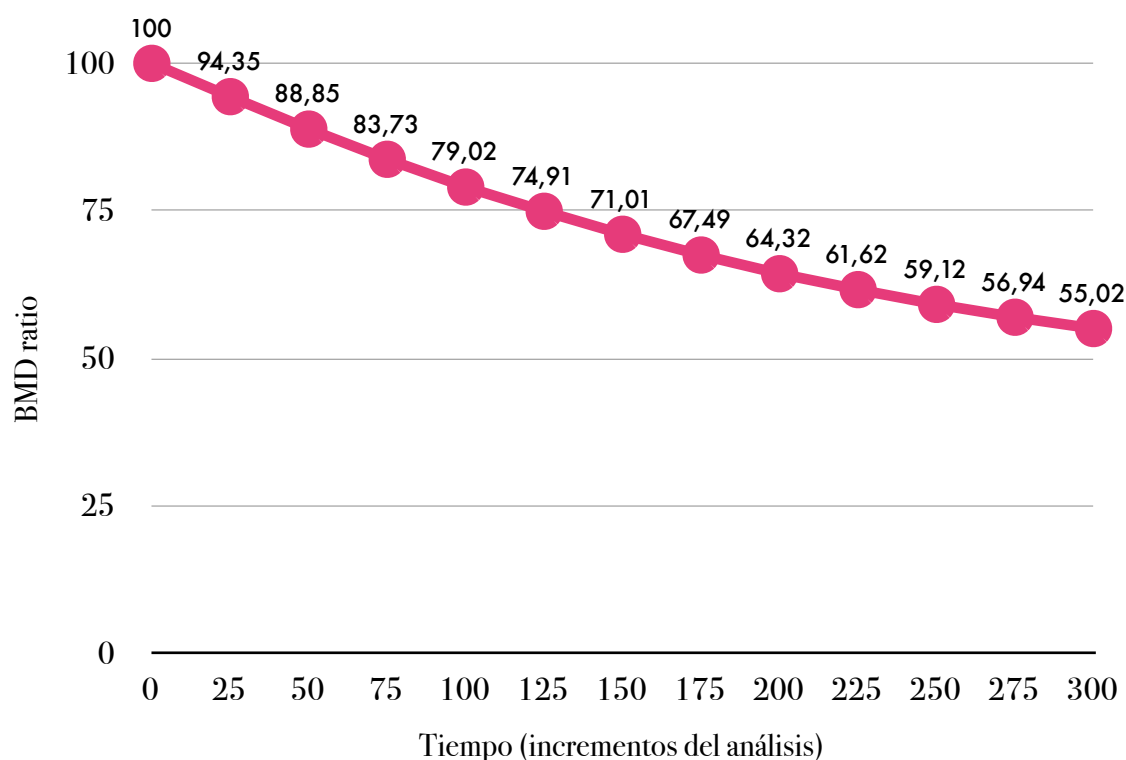


Figura 4.26. Variación del "BMD ratio" en función del tiempo en la prótesis de vainas

4.2.2. Vástago tibial en offset con suplemento

El modelo de remodelación ósea predijo la región cortical en la diáfisis de la tibia y su área trabecular correspondiente en la epífisis. El hueso cortical se encuentra principalmente en la corteza tibial; en la tibia proximal y en su canal medular se observa hueso trabecular (Figura 4.27).

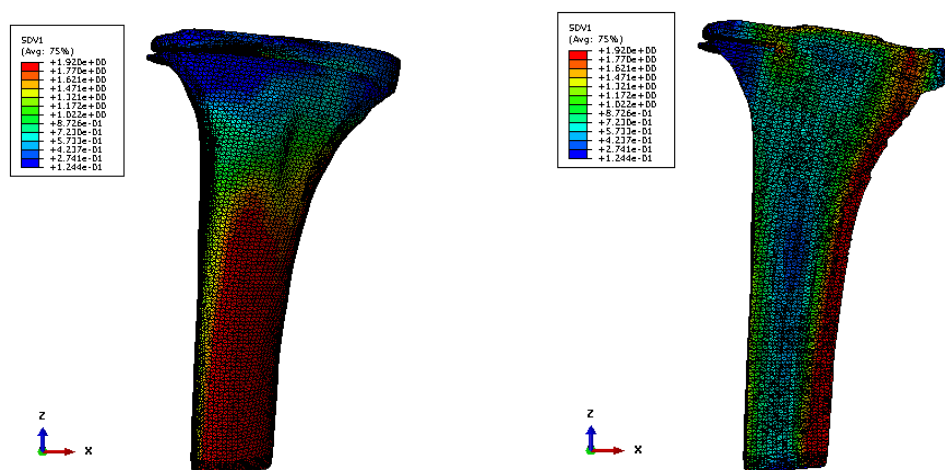


Figura 4.27. Predicciones de la distribución de densidad ósea (gr/cm³) obtenidas del análisis de remodelación antes de la colocación del implante en la prótesis en offset con suplemento medial

El porcentaje de volumen de hueso con un nivel de error determinado por cuatro intervalos de densidad diferentes para cada tipo de hueso se ha representado en la figura 4.28.

● Error < 0,25 ● 0,25 < Error < 0,5 ● 0,5 < Error < 0,75 ● 0,75 < Error < 1,0

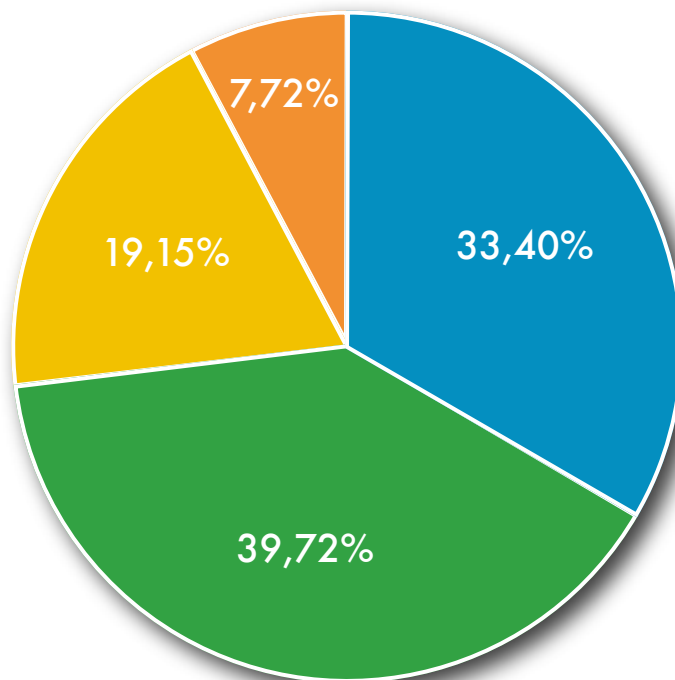


Figura 4.28. Porcentaje de volumen óseo con un nivel de error determinado por cuatro intervalos de densidad diferentes en la tibia para la prótesis en offset con suplemento

El menor error en las predicciones se encontró en las regiones corticales donde la densidad ósea es mayor. A medida que la densidad ósea disminuyó se obtuvo un mayor error. El mayor error también se observó en las áreas donde se aplicaron las condiciones de contorno.

En las figuras 4.29 y 4.30 se representa la evolución de la densidad ósea en el hueso al incorporar la componente tibial en él.

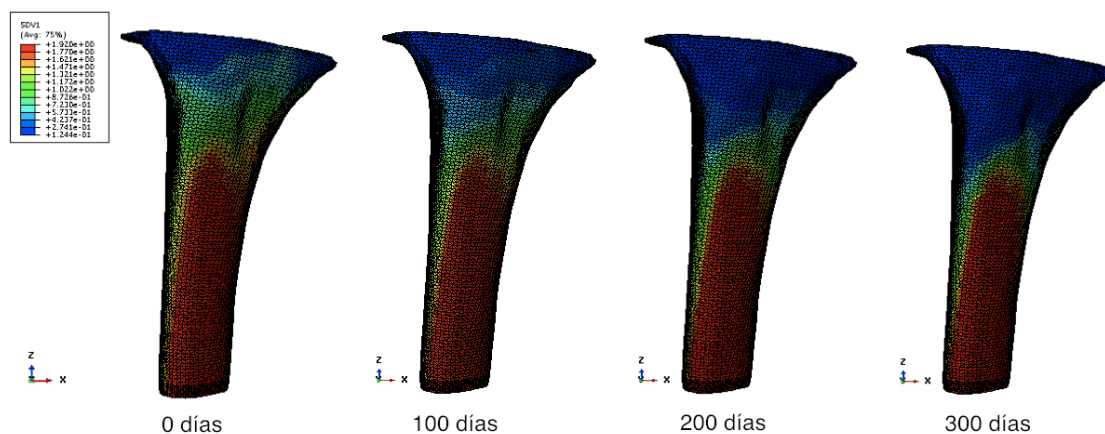


Figura 4.29. Evolución de la densidad ósea (gr/cm³) a lo largo del tiempo para la prótesis en offset con suplemento

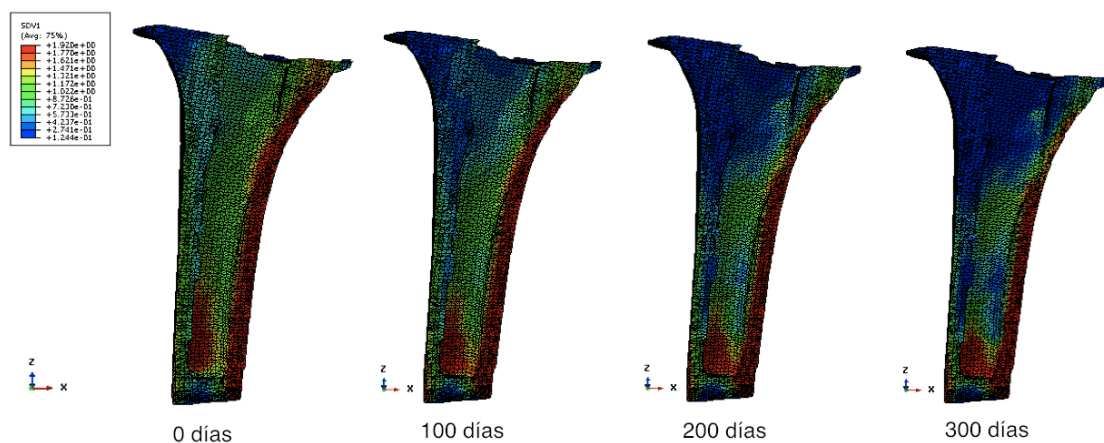


Figura 4.30. Evolución de la densidad ósea (gr/cm³) a lo largo del tiempo para la prótesis en offset con suplemento. Vista corte transversal

En la siguiente figura se presenta la variación del radio de densidad ósea a lo largo del tiempo (Figura 4.26). Se observa que el ratio de densidad ósea (BMD) disminuye con el tiempo, lo que quiere decir que se está produciendo reabsorción ósea, con la consiguiente disminución de las propiedades mecánicas y aumento del hueso trabecular. La prótesis, al ser más rígida que el hueso, absorbe más tensiones, contribuyendo a la reabsorción ósea del hueso adyacente.

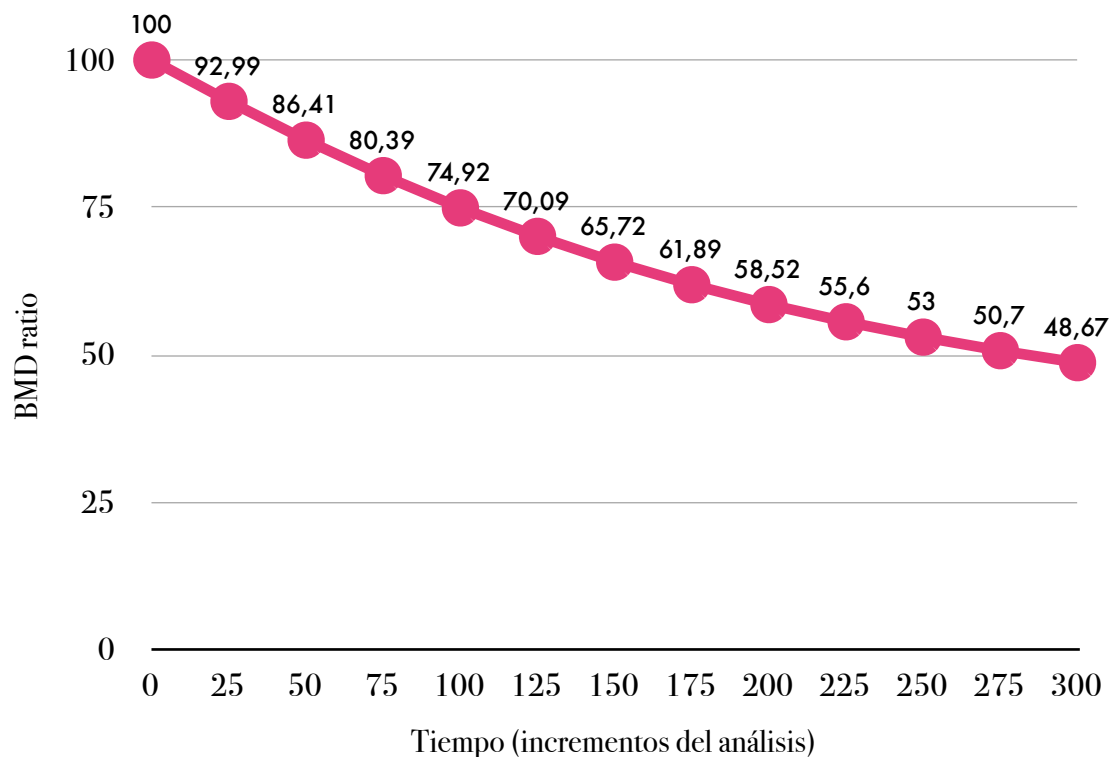


Figura 4.31. Variación del "BMD ratio" en función del tiempo en la prótesis con vástago en offset con suplemento medial

4.2.3. Vástago tibial en offset sin suplemento

El modelo de remodelación ósea predijo la región cortical en la diáfisis de la tibia y su área trabecular correspondiente en la epífisis. El hueso cortical se encuentra principalmente en la corteza tibial; en la tibia proximal y en su canal medular se observa hueso trabecular (Figura 4.32).

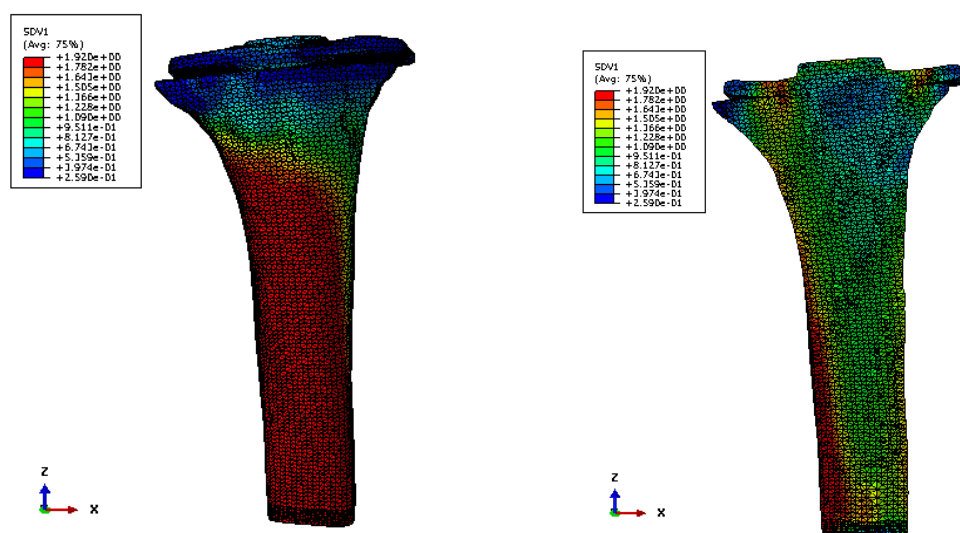


Figura 4.32. Predicciones de la distribución de densidad ósea (gr/cm^3) obtenidas del análisis de remodelación antes de la colocación del implante.

El porcentaje de volumen de hueso con un nivel de error determinado por cuatro intervalos de densidad diferentes para cada tipo de hueso se ha representado en la figura 4.33.

● Error < 0,25 ● 0,25 < Error < 0,5 ● 0,5 < Error < 0,75 ● 0,75 < Error < 1,0

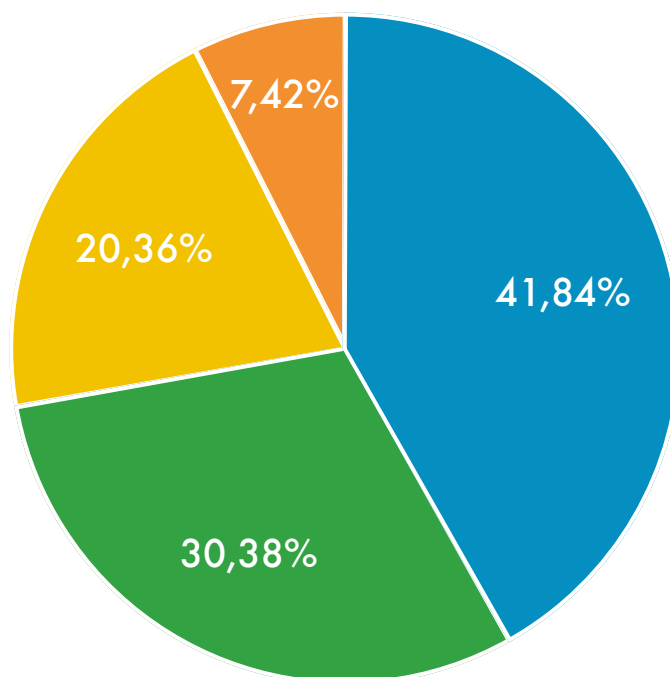


Figura 4.33. Porcentaje de volumen óseo con un nivel de error determinado por cuatro intervalos de densidad diferentes en la tibia para la prótesis con vástago en offset sin suplemento

El menor error en las predicciones se encontró en las regiones corticales donde la densidad ósea es mayor. A medida que la densidad ósea disminuyó se obtuvo un mayor error. El mayor error también se observó en las áreas donde se aplicaron las condiciones de contorno.

En las figuras 4.34 y 4.35 se representa la evolución de la densidad ósea en el hueso al incorporar la componente tibial en él.

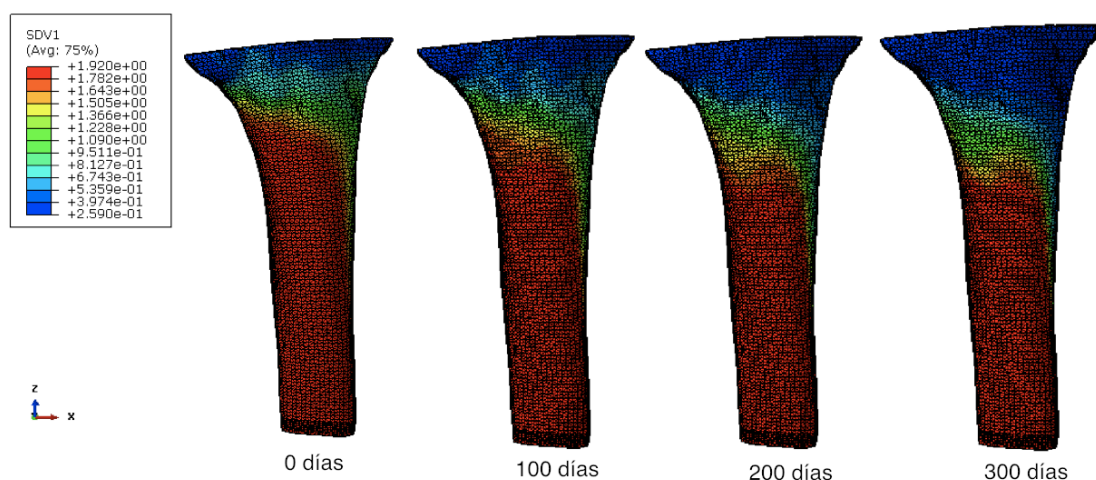


Figura 4.34. Evolución de la densidad ósea (gr/cm³) a lo largo del tiempo para la prótesis en offset sin suplemento

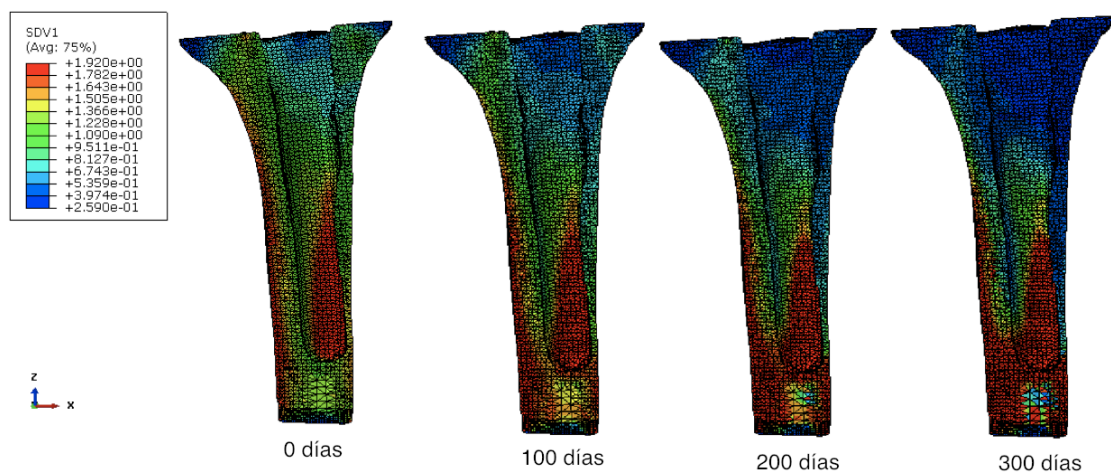


Figura 4.35. Evolución de la densidad ósea (gr/cm³) a lo largo del tiempo para la prótesis en offset sin suplemento. Vista corte trasversal

En la siguiente figura se presenta la variación del radio de densidad ósea a lo largo del tiempo (Figura 4.36). Se observa que el ratio de densidad ósea (BMD) disminuye con el tiempo debido a la mayor rigidez de la prótesis con respecto al hueso, lo cual contribuye a la reabsorción ósea y disminución de las propiedades mecánicas, a la vez que aumenta el hueso trabecular y disminuye el cortical.

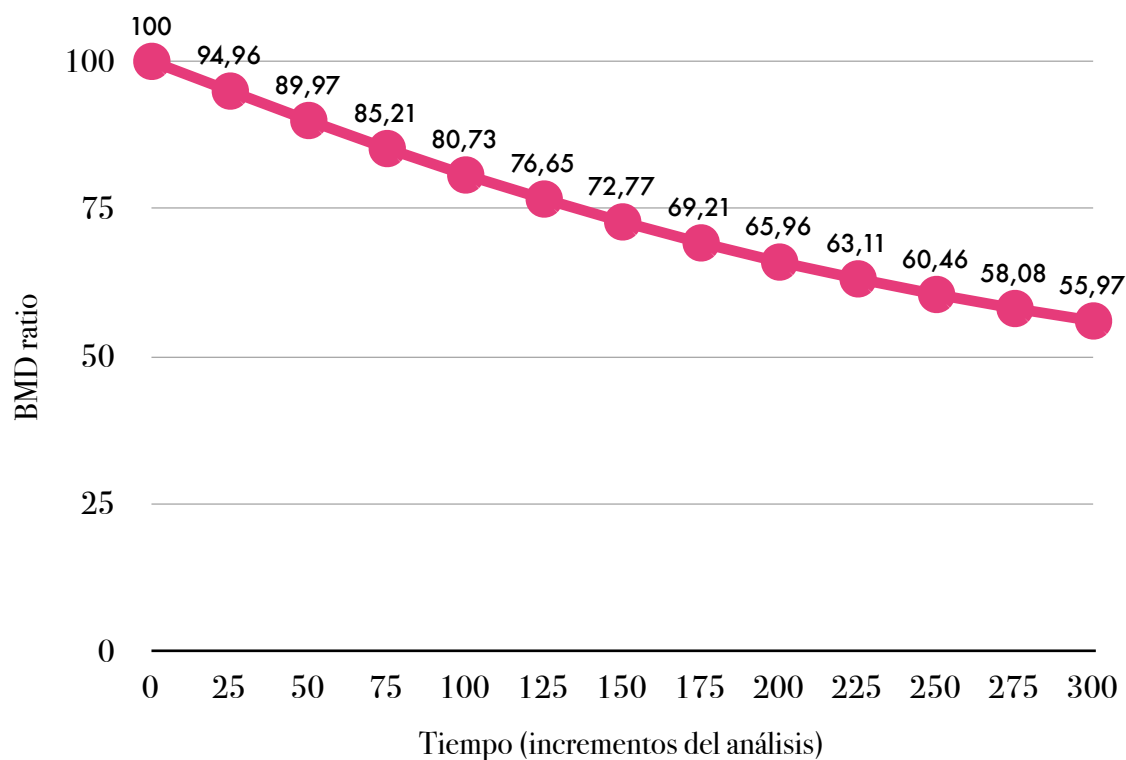


Figura 4.36. Variación del "BMD ratio" en función del tiempo en la prótesis con vástago en offset sin suplemento

4.2.4. Comparación

En las figuras 4.37 y 4.38 se muestra la densidad ósea final de las tres tibias después de haber implantado cada una de las prótesis tras 300 días de análisis. En las tres prótesis se observa hueso trabecular en la epífisis. El hueso cortical se distribuye a lo largo de la diáfisis de diferente forma en cada una de las tibias. En la tibia con prótesis de vainas se distribuye en todo su perímetro, mientras que en las tibias con prótesis con offset se observa mas parte cortical en la zona medial.

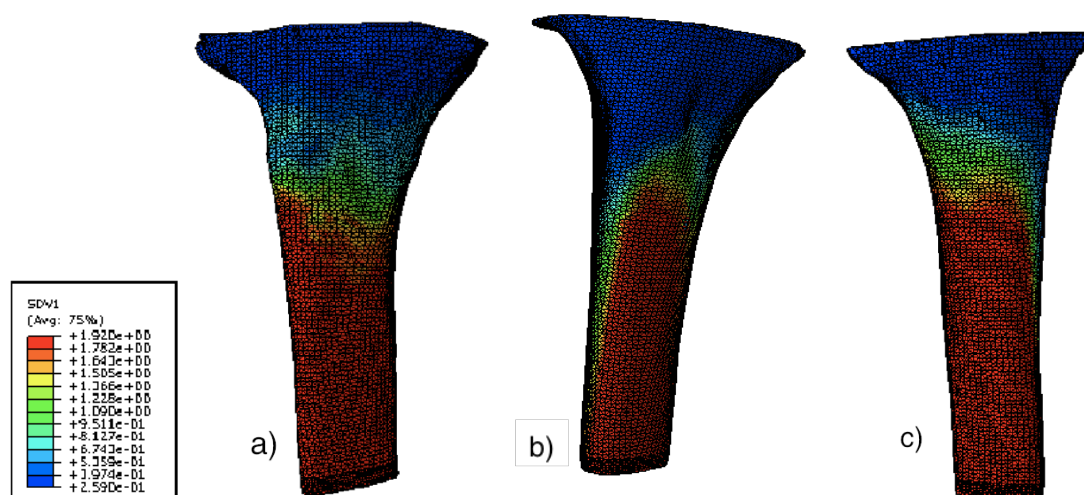


Figura 4.37. Densidad ósea (gr/cm³) después de la implantación de cada prótesis.

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

En la zona interna del hueso tibial de las tres prótesis se observa la concentración de hueso cortical en la zona de la punta del vástago, así como en la zona medial de las prótesis con offset.

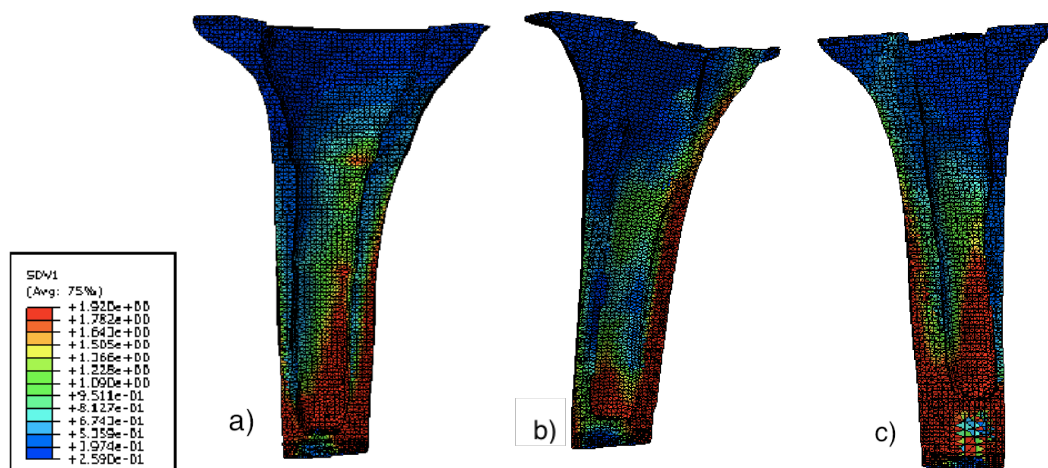


Figura 4.38. Densidad ósea (gr/cm³) después de la implantación de cada prótesis. Vista corte transversal

a) Prótesis de vainas, b) Prótesis en offset con suplemento medial, c) Prótesis en offset sin suplemento

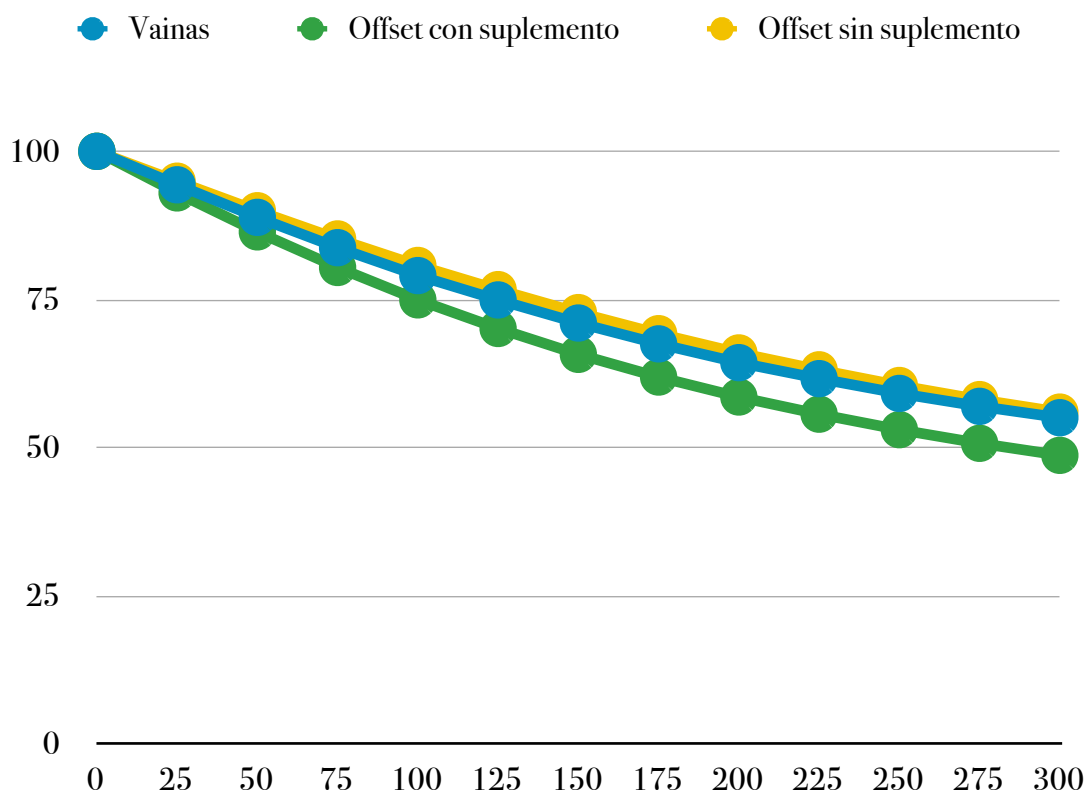


Figura 4.39. Variación del "BMD ratio" en función del tiempo en los tres tipos de prótesis

En la figura 4.39 se compara el ratio de densidad ósea a lo largo del tiempo entre las tres prótesis. La máxima reducción se produce para la prótesis en offset con suplemento, le sigue la de vainas y la que menos reducción genera es la offset sin suplemento. Este efecto está directamente relacionado con la rigidez de la prótesis. La prótesis offset con suplemento es más rígida que el resto, de ahí que transmita menos tensiones al hueso y por lo tanto produzca una mayor reabsorción ósea. Esta excesiva reabsorción puede ser la causa del dolor que experimenta la paciente.

La configuración con offset sin suplemento genera más tensiones en el hueso (Figura 4.1 - 4.16) de ahí la menor reabsorción ósea generada.

5. Conclusiones y líneas futuras

5.1. Introducción

En este capítulo se resume el trabajo realizado y las principales conclusiones derivadas de la investigación desarrollada en este Proyecto Fin de Carrera.

Tras las conclusiones, se enumeran algunas de las líneas de desarrollo posibles como continuación de este trabajo.

5.2. Resumen de los principales resultados

En los dos apartados de resultados de este proyecto, a partir de los distintos casos de carga dependientes del momento del ciclo de la marcha, se han analizado la tensión principal máxima y deformación equivalente en el hueso, la tensión de Von Mises en el implante y los desplazamientos del conjunto de hueso e implante, además de la remodelación ósea de los tres tipos de prótesis para el estudio de la influencia de cada una en la reabsorción ósea.

5.2.1. Casos estáticos de carga

En este apartado se analizaron las siguientes propiedades con tres hipótesis de carga correspondientes al 0% del ciclo de la marcha, al 15% del ciclo de la marcha y al 25% del ciclo de subida de escaleras. A partir de los resultados obtenidos se ha llegado a las siguientes conclusiones:

- Las mayor tensión principal del hueso se ha observado en el caso del 25% del ciclo de subida de escaleras, con mayor intensidad en la punta del vástago de las prótesis con offset.
- La mayor deformación equivalente del hueso se ha observado en el caso del 15% del ciclo de la marcha, con mayor intensidad en la punta del vástago de las tres tibias, especialmente en la parte posterior.
- Para la tensión de Von Mises en el implante se han encontrado valores similares para los casos de carga del 15% del ciclo de la marcha y 25% del ciclo de subida de escaleras. La prótesis con offset sin suplemento es la que ha presentado los mayores valores.
- Los mayores desplazamientos del conjunto del hueso y el implante se han encontrado en el caso del 15% del ciclo de la marcha, destacando la prótesis de vainas en todos lo casos de cargas, seguida de la prótesis con offset sin suplemento.

5.2.2. Análisis de remodelación ósea

Respecto a la evolución de la densidad ósea a lo largo del tiempo una vez incorporada la prótesis, se observa un aumento de la región trabecular en la epífisis, así como una disminución de la región cortical de la diáfisis. En la zona interna del hueso tibial se observa un aumento de la región cortical en torno a la punta del vástago de la prótesis, y una disminución en el resto del canal tibial. Además, de las tres prótesis analizadas, la de offset con suplemento es la que mayor reabsorción produce.

5.3. Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

- La prótesis que produce una mayor reabsorción ósea de la tibia es la prótesis con offset con suplemento, lo cual explica el dolor de la paciente en la punta del vástago y sostiene la validación de los resultados computacionales con el análisis clínico realizado. Esto es debido a la mayor rigidez de la prótesis.
- La prótesis que genera una menor reabsorción ósea es la offset sin suplemento debido a que produce mayores tensiones en el hueso, aunque la prótesis de vainas presenta unos valores de reabsorción muy similares.
- Aunque la reabsorción ósea sea menor en la prótesis offset sin suplemento, éste vástago experimenta las mayores tensiones (siempre por debajo del límite elástico del material) en comparación con el resto de los vástagos. A largo plazo podría producirse un fallo por fatiga del material del vástago. Esto es debido al cambio de curvatura y posición que experimenta el vástago.

5.4. Líneas futuras

Las conclusiones obtenidas en este proyecto son importantes, pero siempre se puede mejorar el trabajo realizado y explorar otros aspectos que permitan avanzar en la investigación realizada. Por lo tanto las futuras líneas de acción que se proponen son las siguientes:

- Mejorar la validación del modelo de remodelación ósea ya que algunos de los resultados presentaban errores.
- Estudiar las tres prótesis sobre el mismo paciente y en la misma tibia.

- Añadir al modelo de remodelación ósea características específicas del paciente para obtener resultados más reales y adaptados a cada paciente (por ejemplo un paciente con osteoporosis o diabetes).
- Estudiar la osteointegración de implante con el hueso, ya que en este proyecto se ha considerado que el implante está perfectamente osteointegrado.

6. Bibliografía

6.1. Referencias bibliográficas

- Pérez, M. A., Fornells, P., Doblaré, M. and García-Aznar, J. M. (2010) 'Comparative analysis of bone remodelling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone', *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13: 1, 71 – 80, First published on: 20 August 2009 (iFirst)
- Desmond Y.R. Chong ^a, Ulrich N. Hansen ^a, Rene van der Venne ^b, Nico Verdonchot ^{b,c}, Andrew A. Amis ^{a,d} (2011) "The influence of tibial component fixation techniques on resorption of supporting bone stock after total knee replacement", *Journal of Biomechanics* 44 (2011) 948–954.
- George J. Haidukewych, MD Arlen Hanssen, MD Richard "Dickey" Jones, MD (2011) "Metaphyseal Fixation in Revision Total Knee Arthroplasty: Indications and Techniques", *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, June 2011, Vol 19, No 6, 311-318.
- Paul F. Lachiewicz MD, Michael P. Bolognesi MD, Robert A. Henderson MSc, Elizabeth S. Soileau BSN, Thomas Parker Vail MD (2011), "Can Tantalum Cones Provide Fixation in Complex Revision Knee Arthroplasty?", *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1 Volume 470, Number 1, January 2012, 199-204.
- Apuntes de la asignatura "Teoría de Estructuras y Construcciones Industriales" de Ingeniería Técnica Industrial especialidad Mecánica de la Escuela de Ingeniería y Arquitectura de Zaragoza (EINA)

^aDepartment of Mechanical Engineering, Imperial College London, Exhibition Road, London SW7 2AZ, United Kingdom

^bDepartment of Orthopaedics, Orthopaedic Research Laboratory, Radboud University, Nijmegen Medical Centre, Nijmegen 6500 HB, The Netherlands

^cLaboratory for Biomechanical Engineering, Department CTW University of Twente, 7500 AE Enschede, The Netherlands

^dDepartment of Musculoskeletal Surgery, Imperial College London, Charing Cross Hospital, London W6 8RF, United Kingdom

6.2. Páginas web

<http://www.baasys.es/biomecanica.html>

<http://www.mibienestar.es/salud/2-general/2-biomecanica.html>

<http://www.biolaster.com/traumatologia/rodilla/anatomia>

<http://facilsalud.com/libros/ENCICLOPEDIAS%20DEPORTIVAS/Medicina%20Fisica/Aplicaciones/reumatologia%20y%20ortopedia/Rehabilitacion%20De%20Artroplastia%20Total%20De%20Rodilla.pdf>

<http://www.terapia-fisica.com/reemplazo-total-de-rodilla.html>

http://seram2006.pulso.com/modules.php?name=posters&idcongressection=4&d_op=viewposter&sec=&idpaper=587&part=2&full=&paper type=2&haveportada=&viewposter=1

http://www.proz.com/kudoz/english_to_spanish/medical/423215-radiolucency.html

<http://www.protesiscaderarodilla.com/INFECCION%20DE%20PROTESIS%20TOTAL%20DE%20RODILLA%20Y%20CADERA.htm>

http://en.wikipedia.org/wiki/Bone_density

http://www.serod.org/congresos/2010/congreso_2010_comus.php?id=93

http://www.spaintechnology.com/icex/cda/controller/pageGen/0.3346,1559872_6406659_6410324_4541342,00.html

6.3. Imágenes

http://1.bp.blogspot.com/_OXc6U1jHJsg/TGAtkexJ8LI/AAAAAAAAAFhs/wmlnRpzdMXs/s1600/La+Articulaci%C3%B3n+de+la+Rodilla.gif

<http://www.femurcorto.com/img/femur.gif>

http://4.bp.blogspot.com/-2GQOzVXCmac/T4WOrivu-VI/AAAAAAAAAc4/q-eN5IPIIvs/s1600/tibia_y_perone.gif

http://kinexpert.bligoo.com/media/users/4/207218/images/public/22132/menisco_01.jpg?v=1286825426468

<http://www.umm.edu/graphics/images/es/19698.jpg>

http://www.cto-am.com/images/bursitis/bursas_trocanterneas.jpg

<http://www.biomet.com.mx/biomet2011/imagenes/Orthopedics/Rodilla/oxford-rodilla-unicompartimental.jpg>

http://img.medicaexpo.es/images_me/photo-g/protesis-tricompartimental-de-rodilla-con-platillo-movil-460450.jpg

- Manuales del fabricante de prótesis TC3 y LCCK, Depuy y Zimmer respectivamente.
- Capturas de los programas utilizados.

